

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra aplikované mechaniky

Vliv konstitutivních modelů na mechanickou odezvu
tkáně aneurysmat břišní aorty

Effect of constitutive model on abdominal aortic
aneurysm wall mechanical response

Student:

Bc. Radek Vitásek

Vedoucí diplomové práce:

doc. Ing. Stanislav Polzer, Ph.D

Ostrava 2019

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Radek Vitásek**

Studijní program: N2301 Strojní inženýrství

Studijní obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika

Téma: **Vliv konstitutivních modelů na mechanickou odezvu tkáně aneurysmat
břišní aorty**
**Effect of Constitutive Model on Abdominal Aortic Aneurysm Wall
Mechanical Response**

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

- 1) Provést rešerši a popsat mechanickou odezvu tkáně aneurysmat břišní aorty
- 2) Proložit publikovanými daty různě vážené konstitutivní modely
- 3) Zhodnotit vliv těchto modelů na napjatost v aneurysmatech

Seznam doporučené odborné literatury:

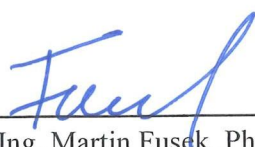
- [1] Reeps, C., A. Maier, J. Pelisek, F. Hartl, V. Grabher-Meier, W. A. Wall, M. Essler, H. H. Eckstein, and M. W. Gee. Measuring and modeling patient-specific distributions of material properties in abdominal aortic aneurysm wall. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 12:717–733, 2013
- [2] Vande Geest, J. P., M. S. Sacks, and D. A. Vorp. The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta. *J. Biomech.* 39:1324–1334, 2006
- [3] Raghavan, M. L. and D. A. Vorp. Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: Identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability. *J. Biomech.* 33:475–482, 2000

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Stanislav Polzer, Ph.D.**

Datum zadání: 21.12.2018

Datum odevzdání: 20.05.2019


Ing. Martin Fusek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě17.5.2019.....

.....Vítan.....

podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě diplomovou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že diplomová práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího diplomové práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo –diplomovou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě.....17.5.2019


.....

podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Bc. Radek Vitásek

Adresa trvalého pobytu autora práce:

Výstavní 139/7, Děhylov

Poděkování

Tímto bych chtěl velmi poděkovat panu doc. Ing. Stanislavu Polzerovi Ph.D. za odborné vedení mé diplomové práce, za jeho trpělivost, ochotu, věnovaný čas a užitečné rady.

ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

VITÁSEK, Radek. *Vliv konstitutivních modelů na mechanickou odezvu tkáně aneurysmat břišní aorty*. Ostrava, 2019. Diplomová práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra aplikované mechaniky. Vedoucí práce: Polzer, S.

Diplomová práce se zabývá určením vlivu konstitutivních modelů na mechanickou odezvu tkáně aneurysmatu břišní aorty. V první části práce je popsána medicínská část práce následující částí teoretickou popisující teorii skrývající se výpočty prováděných v této práci. Výpočetní část se skládá z inverzního modelování rekonstruovaných aneurysmat z CT snímků pro zjištění nezatížené geometrie s uvažováním zbytkových napětí vznikajících v zatížené stěně aneurysmatu. Výsledkem práce je statistické vyhodnocení vlivu konstitutivních modelů.

KLÍČOVÁ SLOVA

Aneurysma břišní aorty, aneurysma, biomechanika tepen, konstitutivní modely, inverzní modelování, MKP analýza

ANNOTATION OF DIPLOMA THESIS

VITÁSEK, Radek. *Effect of constitutive model on abdominal aortic aneurysm wall mechanical response*. Ostrava, 2019. Diploma thesis. VŠB – Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Applied Mechanics. Vedoucí práce: Polzer, S.

Diploma thesis deals with effect of constitutive model on abdominal aortic aneurysm wall mechanical response. In the first part of the thesis, the medical part is described and is followed by theoretical part describing theory hidden in calculations and analysis of this thesis. Computational part consist of inverse modeling of reconstructed aneurysms from CT images for discovering unloaded geometry with considering residual stresses occurring in computed aneurysm wall. The result of this work is a statistical evaluation of the influence of constitutive models.

KEY WORDS

Abdominal aortic aneurysm, aneurysm, arterial biomechanics, constitutive models, inverse modeling, FEM analysis

Obsah

1	Úvod	9
2	Kardiovaskulární systém	10
2.1	Srdce a krevní tlak.....	10
2.2	Břišní aorta	10
2.3	Struktura břišní aorty.....	11
2.3.1	Tunica intima	12
2.3.2	Tunica media	13
2.3.3	Tunica adventitia.....	13
2.4	Ateroskleróza a kalcifikace	15
3	Aneurysma břišní aorty	17
3.1	Rizikové faktory pro vznik AAA.....	17
3.2	Intraluminální trombus	19
4	Teorie konečných deformací	21
4.1	Tenzor deformačního gradientu.....	21
4.2	Cauchy-Greenův tenzor deformace.....	21
4.3	Green-Lagrangův tenzor přetvoření.....	22
4.4	Cauchy tenzor napětí.....	23
4.5	1. Piola-Kirchhoff tenzor napětí	23
4.6	2. Piola-Kirchhoff tenzor napětí	23
5	Hyperelasticita	24
5.1	Konstitutivní materiálové modely.....	25

5.1.1	Isotropní modely	25
5.1.2	Anizotropní modely	28
5.1.3	Příklad	28
6	Motivace k výpočetní části	32
7	Rekonstrukce geometrie aneurysmat	33
7.1	Rekonstrukce geometrie aneurysma	33
8	Volba konstitutivního modelu	37
8.1	Jednoosá zkouška.....	37
8.2	Fitování konst. modelu Yeoh.....	37
8.3	Konst. model intraluminálního trombu	39
9	Napětově deformační analýza	40
9.1	Inverzní modelování.....	42
9.2	Vyhodnocení napětí	45
9.2.1	Zahrnutí zbytkového napětí.....	47
10	Statistické vyhodnocení vlivu konst. modelů	52
11	Diskuze	55
11.1	Osobní limitace práce.....	55
12	Závěr.....	56
13	Literatura	57

1 Úvod

Existuje mnoho různých chorob, které postihují kardiovaskulární systém a jedním z velmi závažných onemocnění je zvětšení průměru tepen. Takovému rozšíření se říká aneurysma. Je jedním z nejčastějších důvodů náhlého úmrtí, jestliže není diagnostikováno před jeho prasknutím, neboli rupturou. Aneurysma břišní aorty je nejčastěji se vyskytujícím aneurysmatem.

Aneurysma břišní aorty je vážné onemocnění, které se vyskytuje převážně u mužů nad 65 let. Většinou je aneurysma asymptomatické až do katastrofického scénáře, kdy dojde k ruptuře s následným silným vnitřním krvácením. Pokud je však aneurysma diagnostikováno včas, je možné jej operovat vnitřní či endovaskulární operací. K operaci dochází, jestliže se přece jen vyskytly nějaké symptomy, anebo spadá do některých z kritérií rizika ruptury.

V medicíně existuje několik kritérií pro určení rizika ruptury. Velmi často používanými jsou velikost průměru aneurysma a jeho rychlost růstu. Tato kritéria však nejsou velmi přesná. Z toho důvodu vědci v biomechanickém prostředí hledají a vymýšlejí korektní výpočetní modely pro určení rizika ruptury aneurysmatu. Některé vědecké skupiny se zaměřují na zjišťování vlivů kalcifikací v tkáni, jiné se mohou zaměřovat na vznikající intraluminální tromby nebo jiné vlivy vznikající u aneurysmatu. V této práci se budu zaměřovat na vlivy konstitutivních modelů na vznikající napětí ve stěně aneurysmatu. Tyto konstitutivní modely mohou být případně v budoucnu implementovány do výpočetně náročných modelů pro určení rizika ruptury.

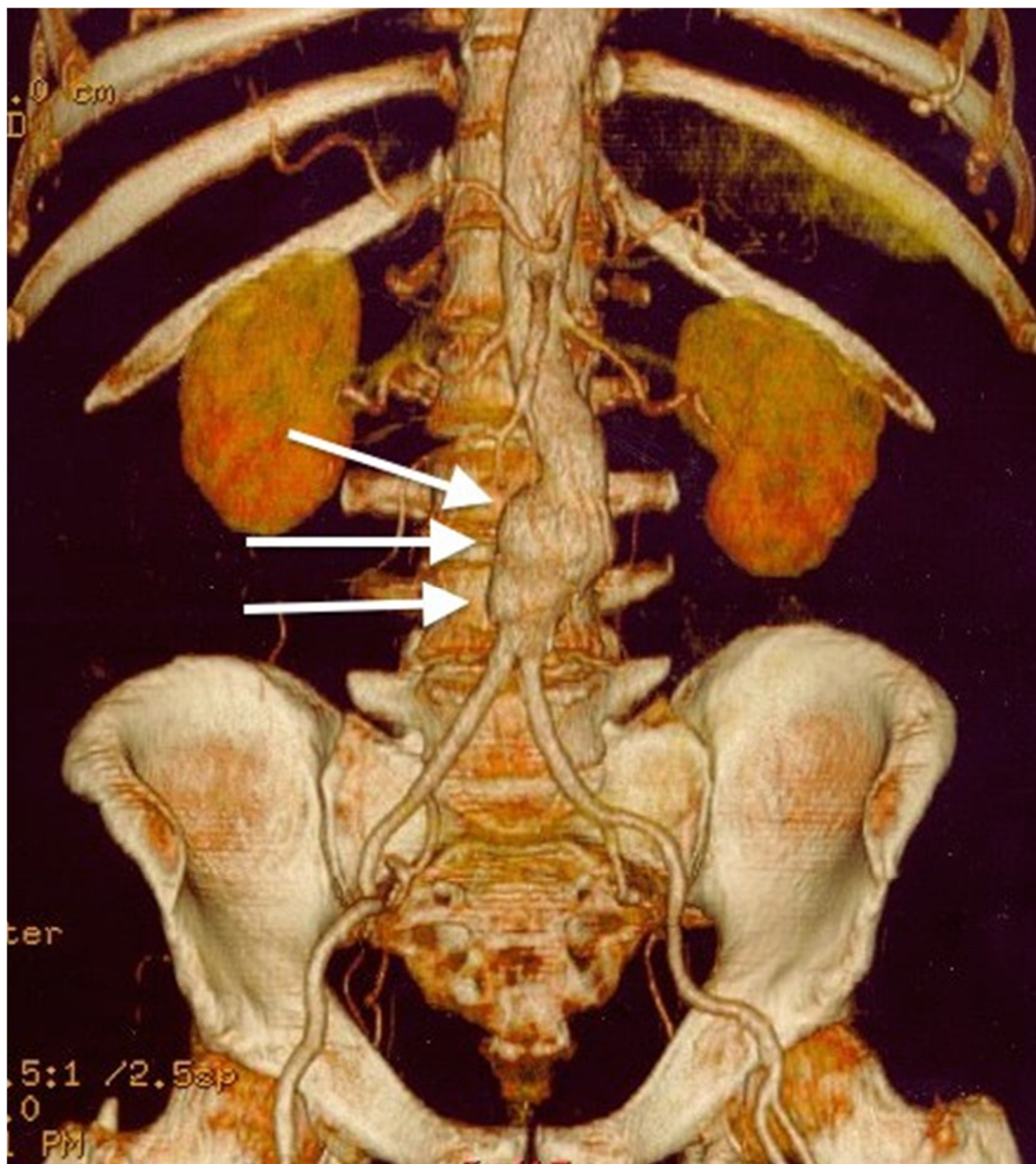
2 Kardiovaskulární systém

2.1 Srdce a krevní tlak

Srdce je svalový orgán, který svým pumpováním žene krev krevním řečištěm do všech částí těla pomocí kardiovaskulárního (oběhového) systému. Krev je pumpována rytmem určeným skupinou buněk v sinusovém uzlu, který se nachází ve stěně pravé srdeční síně, vysílající samovolné elektrické impulzy. To má za následek srdeční stahy. Stahy rozdělujeme na dva typy a to systolický, který vyšle krev do těla a diastolický, kdy dochází k nasávání odkysličené krve zpět do srdce. Normální krevní tlak vzniklý během těchto procesů se pohybuje běžně mezi $10 \div 16 \text{ kPa}$, avšak krajní hodnoty mohou při určitých situacích nabývat jiných hodnot. Systolický tlak může dosahovat hodnot od $16 \div 26 \text{ kPa}$ (při cvičení až 40 kPa) a nejnižší diastolický pak $8 \div 16 \text{ kPa}$ [5]. Často se také můžeme setkat se středním krevním tlakem, který je dán jedním cyklem srdce. Takovýto střední tlak (mean arterial preassure) se spočte jako $MAP = \frac{1}{3}P_{sys} - \frac{2}{3}P_{dias}$, kde P_{sys} je systolický tlak a P_{dias} je tlak diastolický.

2.2 Břišní aorta

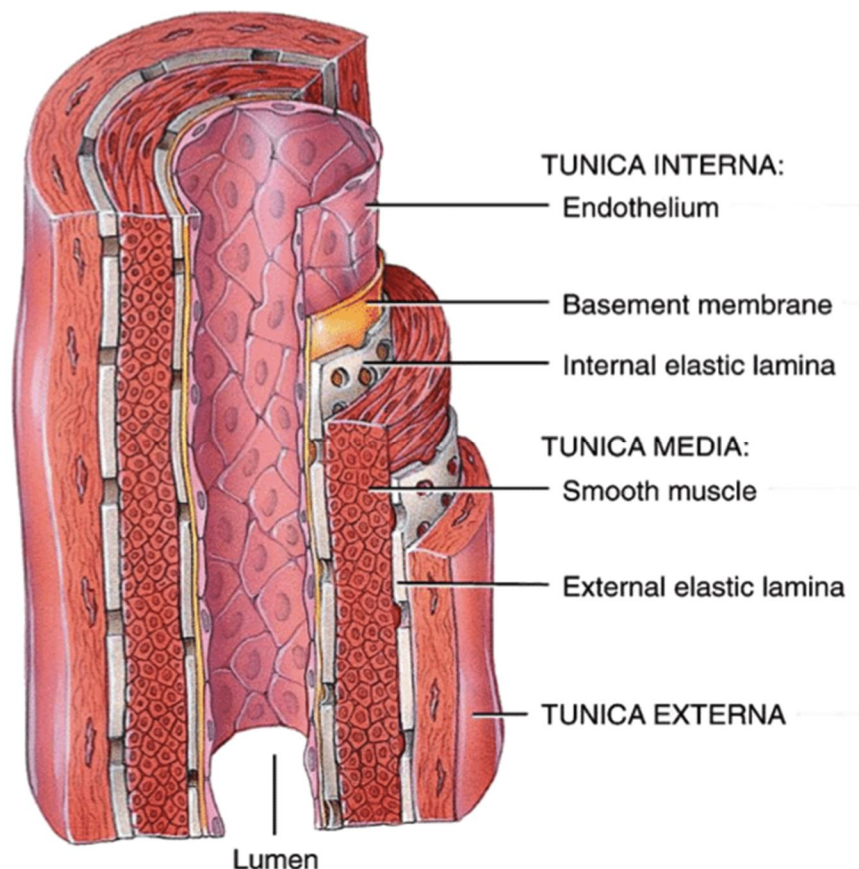
Břišní aorta je druhou částí sestupné aorty jdoucí od srdce, která rozvádí krev břišním a pánevním orgánům, končetinám, zádočným svalům atd. Nachází se u páteře a je vedena těsně kolem ní a je vybočena více na levou stranu těla, což znamená, že renální tepny a jim podobné jsou delší na pravé straně než na levé [24]. Abdominální aorta začíná od bránice a končí bifurkací, která vede krev do dolních končetin. Obvyklý průměr břišní aorty je okolo 2 cm .



Obrázek 1 – Zobrazení aneurysma břišní aorty zvýrazněno šipkami. Nad tvorbou výdutě jsou vidět renální tepny vedoucí do ledvin. Pod aneurysmatem se nachází bifurkace aorty vedoucí do stehů.
[https://en.wikipedia.org/wiki/Abdominal_aortic_aneurysm]

2.3 Struktura břišní aorty

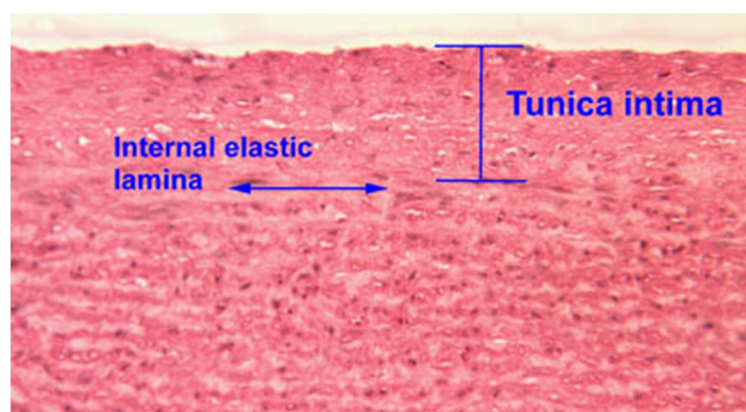
Všechny zdravé artérie, tepny svalového a elastického typu, mají podobnou strukturu stěn, ale například různé obsahy elastinu ve svých vrstvách [27]. Rozdělujeme na tepny svalového typu, které jsou například arteria radialis (tepna rozdělující se od lokte směrem k zápěstí) a arteria femoralis (stehenní tepna) a na tepny elastického typu, což je skupina tepen v oblasti srdce. Tepny svalového typu tvoří převážnou část oběhové soustavy. Oba typy se obecně skládají ze tří vrstev a to z (tunica) intima, (tunica) media a (tunica) adventitia viz obrázek 2.



Obrázek 2 - Struktura aorty. Převzato z [https://www.researchgate.net/figure/Structure-of-a-medium-size-elastic-artery-Adapted-from-27_fig1_263466531]

2.3.1 Tunica intima

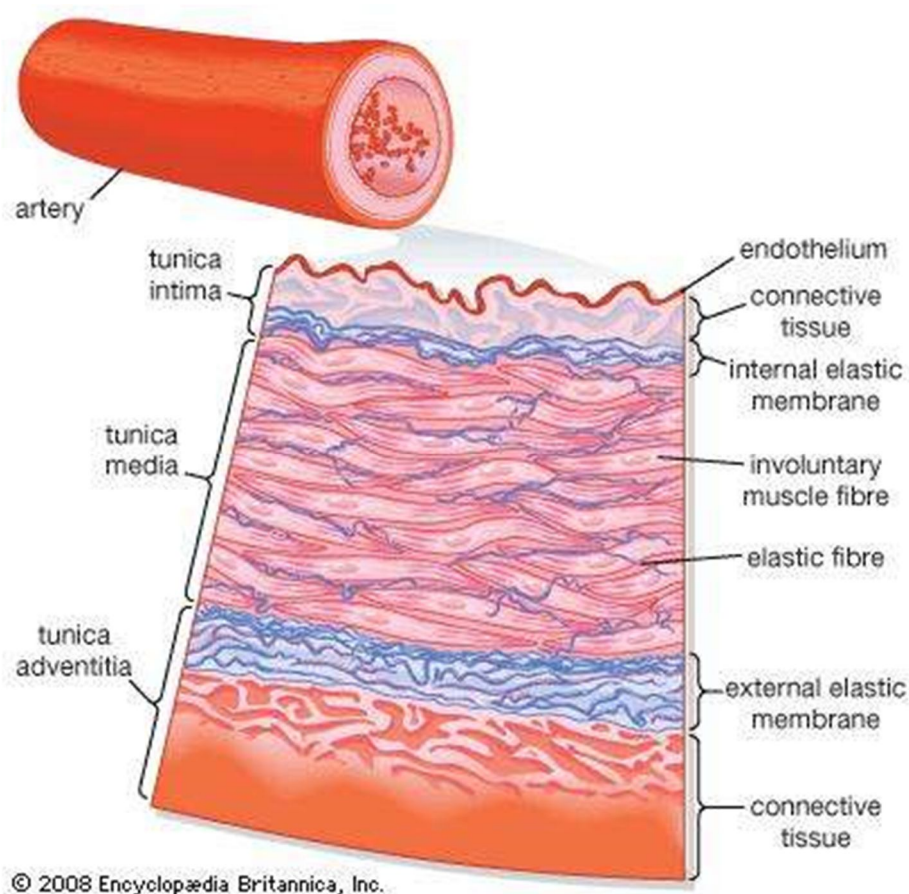
Nejspodnější ze tří vrstev arteriální stěny. První vrstvou intimy jsou endotelové buňky, které jsou v přímém kontaktu s proudící krví a tvoří velmi tenkou a hladkou vnitřní vrstvu tepny. Endotelové buňky mají vlastnost propouštění materiálu a bílých krvinek dovnitř a ven z krevního řečiště [25]. Druhou vrstvou intimy je lamina elastica interna, což je tenká vrstva oddělující intimu od medie.



Obrázek 3 - Tunica intima ex vivo. Převzato z [<https://www.ouhsc.edu/histology/text%20sections/cardiovascular.html>]

2.3.2 Tunica media

Media je střední vrstvou tepny tvořící její největší část. Od intimy se liší orientací vláken. Je tvořena buňkami hladké svaloviny, jejíž vlákna jsou orientována obvodově vůči arterii [28]. Tato svalovina je obklopena kolagenovými vlákny, která zabraňují roztržení cévy. Dále je tvořena elastinovými a kolagenními vlákny, která jsou složena převážně přibližně 30% I. typu a 70% III. typu kolagenu [6]. Elastin, kolagenní vlákna a buňky hladké svaloviny pospolu vytvářejí šroubovici, která má lehký sklon v medii, která je skoro až obvodově orientovaná. Cévy blíže srdci, jako je aorta, obsahují více elastinových vláken [26]. Media je obklopena elastinovou membránou z obou stran, jak je vidět na Obrázku 4.



Obrázek 4 - Zobrazení vrstev artérie a vláken v daných vrstvách. Převzato z

[<https://cdn.britannica.com/s:700x450/16/55016-004-3F443F76.jpg>]

2.3.3 Tunica adventitia

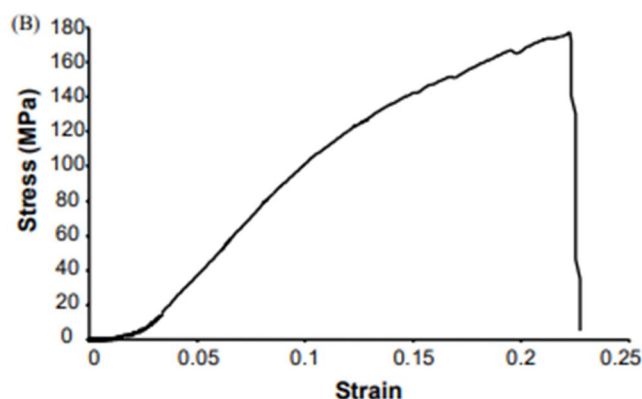
Vnější vrstva arteriální stěny je tvořena fibroblasty, fibrocyty a převážně kolagenovým vazivem (viz Obrázek 4), v němž převládají hlavně kolagenová vlákna typu I. Obsažený kolagen velmi přispívá ke stabilitě a pevnosti stěny. V nezátíženém stavu je adventitia

méně tuhá než media, jelikož mnoho vláken je volných a ve svém vlnitém stavu. Avšak při natažení kolagenních vláken se tato vnější vrstva mění v tuhou trubici zabráňující roztržení. Tato vrstva je obklopena pojivou tkání a bývá občas složité určit její hranice. Slouží jako spojení ke svému okolí [6].

Nyní jsme popsali složení stěny tepny z hlediska uspořádání. Dále se zaměříme na složení tepny z hlediska podstatných proteinů, které se v její stěně vyskytují.

2.3.3.1 *Kolagen*

Je hlavním strukturálním proteinem mezibuněčné hmoty v různých pojivých tkáních a převládajícím proteinem v lidském těle, a to hlavně kolagen typu I [31]. Základním prvkem kolagenu je trojitá šroubovice nazývaná tropokolagen, skládající se ze tří polypeptidických řetězců. Ty tvoří síť zvlněných vláken ve stěnách. Do teď bylo zaznamenáno 28 různých typů kolagenu, kdy nejčastěji se nacházející kolagen v aortě je typu I a III [29], [30]. Tyto typy určují tahové vlastnosti tkáně a strukturální integritu cévní stěny. Dokud jsou vlákna kolagenu zvlněna, slabě ovlivňují tuhost zatížené tkáně. Vliv kolagenních vláken je tedy poznat až po jejich narovnání prudkým nárůstem tuhosti a je tedy zodpovědný za typicky zpevňující odezvu tkáně viz kapitola 8.2.

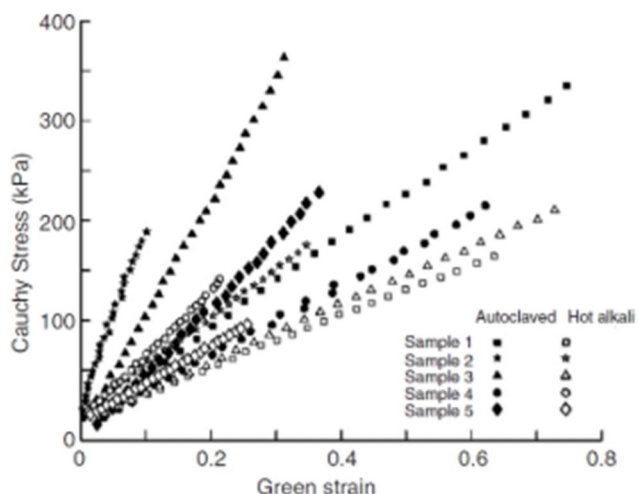


Obrázek 5 – Tahová zkouška jednoho kolagenního vlákna[20]

2.3.3.2 *Elastin*

Elastin a přidružené proteiny tvoří síť elastických vláken, která vytvářejí viskoelastické chování tkáně. Spolu s buňkami hladké svaloviny tvoří převážnou část tunica media. Elastin je tvořen malými tropoelastinovými proteinovými molekulami spojených do komplexnější a odolnější podoby [33]. Každý tropoelastin se skládá z menších 36 vláken v náhodném spirálovitém uspořádání.

Dlouhé elastinové molekuly tvoří prostorovou síť, které mohou být nataženy až na 2,5 násobek své původní nezatížené délky [8]. Na rozdíl od výše popsaného kolagenu (viz kapitola 2.3.3.1), je mechanické chování elastinu zcela odlišné. Elastin je v zásadě lineární elastický materiál s izotropním chováním, které lze popsat Neo-Hookeovým modelem hyperelastivity pro nestlačitelný materiál (5.2) [9].



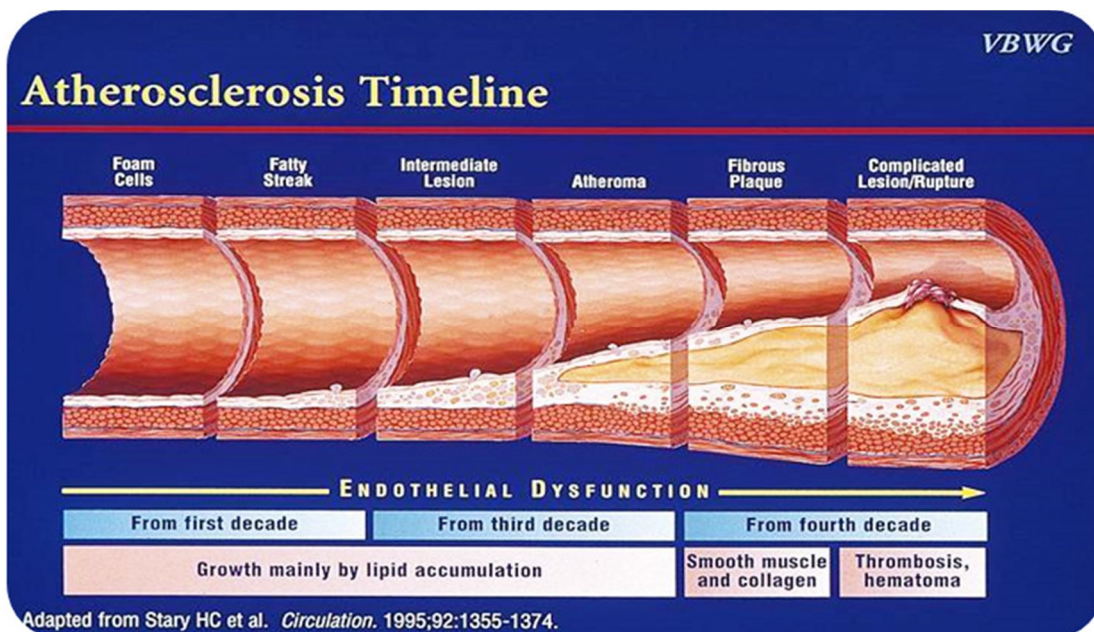
Obrázek 6 - Jednoosá tahová zkouška arteriálního elastinu [9]

Materiálový parametr c_{10} se pohybuje od $77 \div 163 \text{ kPa}$ [9]. Dosahuje pouze velmi malých relaxací, které jsou menší než pro kolagen.

Tímto byla popsána struktura zdravé tepny a nyní se budu zabývat onemocněními, která mohou u tepen nastat.

2.4 Ateroskleróza a kalcifikace

Ateroskleróza je onemocnění středních a velkých artérií poháněná lipidy způsobující lokální změnu krevního průtoku. Ke vzniku tohoto onemocnění přispívají převážně endotelové buňky, leukocyty a buňky hladké svaloviny intimy [36]. Ateroskleróza primárně ovlivňuje intimu [35]. Plak se v intimě začíná tvořit už v dětství [38] a dlouhou dobu může být asymptomatický až do projevení se ve středním věku u mužů ve 40 letech a žen mezi 50 a 60 lety [38]. Rozvoj aterosklerotického plaku je možno vidět na obrázku 7. Rizikovými faktory také mohou být kouření, hypertenze, vysoký cholesterol a diabetes mellitus, které mohou vést k růstu aterosklerózy a dokonce ke vzniku kalcifikace v tkáni.



Obrázek 7 Vývoj aterosklerózy. Převzato z <https://www.itamar-medical.com/atherosclerosis-a-symptom-of-endothelial-dysfunction/>

Kalcifikace je běžně k nalezení v kostech, ale neobvykle se také může vyskytnout ve stěně aneurysmatu (viz obrázek 17). Je to nashromáždění chloridu vápenatého a měkké tkáně, čímž vznikne tvrdý objekt ve tkáni [32]. Velikostně může být malým tělesem měřící pár mm nebo větší ploškou nepravidelného tvaru dosahující až několik cm po své délce. Jelikož kalcifikace má větší tuhost než okolní tkáň stěny, ve které se nachází, může mít nepříznivý dopad na rozložení napětí a může vést k ruptuře [10].

3 Aneurysma břišní aorty

Aneurysma břišní aorty (abdominal aortic aneurysm – AAA), které je vidět na obrázku 1, je lokální rozšíření břišní aorty alespoň o polovinu původního průměru aorty [1]. Objevuje se převážně u mužů nad 65 let s výskytem $1,3 \div 8,9\%$ a u žen $1,0 \div 2,2\%$ [2]. Do samotné ruptury aneurysma nevykazuje většinou žádné symptomy. Pokud se symptomy projevují, tak v podobě bolestí břicha, hrudi, spodní části zad či šourku [34]. V případě nepodchycené a neoperované ruptury, tedy když lokální napětí ve stěně aorty překročí její pevnost, dochází k vnitřnímu krvácení, což vede k mortalitě až 65% [2]. Dostí záleží, zda je krvácení přímo do dutiny břišní nebo jestli ještě nedošlo k protržení retroperitonea, které může dát chirurgovi čas na opravu aorty. [4]

Je nutno podotknout, že ne každé aneurysma praskne. Jestliže se o aneurysmatu u pacienta ví, je možné ho operovat otevřenou operací či endovaskulární operací. Mortalita při otevřené operaci je 5,2% a při endovaskulární operaci je 1,6%, avšak během 8 let došlo po endovaskulární operaci k ruptuře aneurysmatu u 5,4% pacientů a 1,4% u pacientů po otevřené operaci v letech od 2001-2008 [23]. K těmto elektivním operacím dochází, jestliže aneurysma pacienta překročí průměr 5,5 cm.

3.1 Rizikové faktory pro vznik AAA

Riziko vzniku aneurysmatu je velmi časté u kuřáků, ale větší pravděpodobnost nastává u aktivních kuřáků než u těch, kteří přestali kouřit. [3] Záleží na počtu cigaret vykouřených denně a době kouření. Nejnížší pravděpodobnost výskytu nastává u bývalých kuřáků, kteří přestali před více než 10 lety a vykouřili maximálně půl krabičky denně po dobu kratší než 10 let. Naopak největší riziko nastává u kuřáků kouřících více než krabičku denně už po 35 let a více. Dalším ohrožením se ukázalo trávení červeného masa a konzumace jídla rychlého občerstvení, které je však nižší než riziko předchozí.

Mezi rizikové faktory dále patří věk, pohlaví, vysoký krevní tlak, vysoký cholesterol, rodinná historie výskytu aneurysmatu, ischemická srdeční choroba, kouření, nadváha či obezita a rodinná historie cerebrovaskulárního onemocnění [3]. Naopak faktory, které mají opačnou korelaci s tvorbou aneurysmat, jsou určité etnické skupiny (např. Hispánci, Asiaté), lidé konzumující ovoce, zeleninu a ořechy aspoň 3krát týdně a cvičící alespoň 1krát týdně [3].

Pro určování možnosti výskytu aneurysmatu se používají kombinace rizikových skóre jednotlivých skupin, které je možné vidět na obrázku 8.

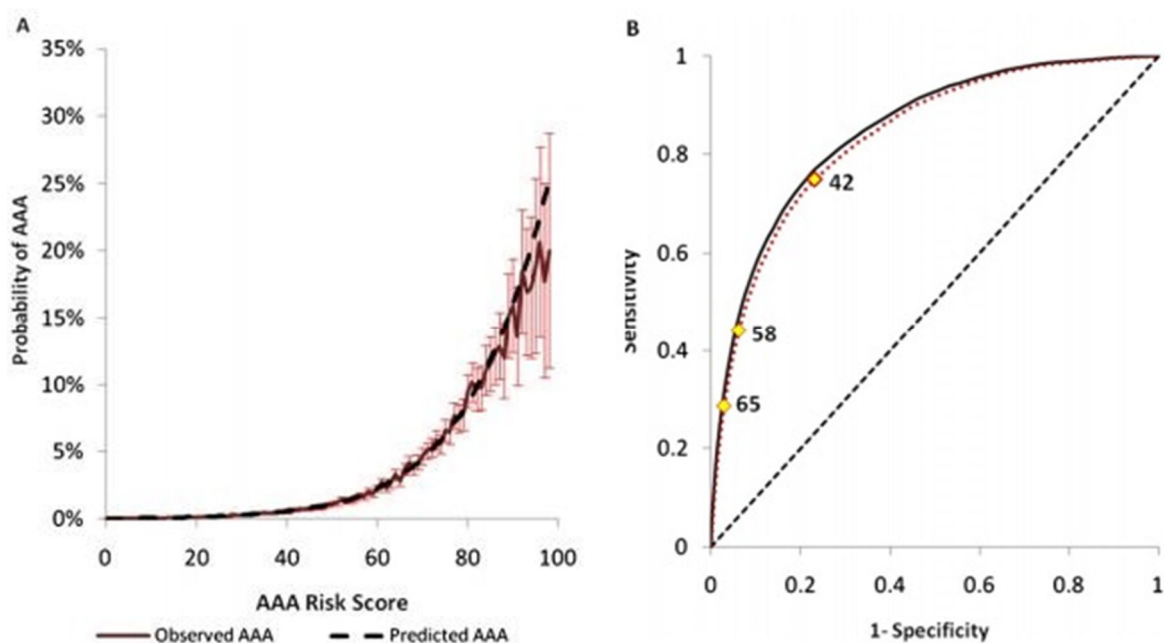
<i>Variable</i>	<i>Estimate</i>	<i>P</i>	<i>OR</i>	<i>95% CI</i>	<i>Score</i>
Male (vs female)	1.74	<.0001	5.71	5.57-5.85	18
Age (vs <55)					
55-59	1.01	<.0001	2.76	2.55-3.00	11
60-64	1.68	<.0001	5.35	4.97-5.76	17
65-69	2.24	<.0001	9.41	8.76-10.12	23
70-74	2.67	<.0001	14.46	13.45-15.55	28
75-79	3.02	<.0001	20.43	18.99-21.99	31
80-84	3.35	<.0001	28.37	26.31-30.59	35
Race/ethnicity (vs white)					
Hispanic	-0.37	<.0001	0.69	0.62-0.77	-4
African American	-0.33	<.0001	0.72	0.66-0.78	-3
Asian	-0.41	<.0001	0.72	0.59-0.75	-4
High blood pressure	0.22	<.0001	1.25	1.21-1.28	2
Coronary artery disease	0.54	<.0001	1.72	1.69-1.76	6
Family history of AAA	1.34	<.0001	3.80	3.66-3.95	14
High cholesterol	0.29	<.0001	1.34	1.31-1.37	3
Diabetes	-0.29	<.0001	0.75	0.73-0.77	-3
Peripheral arterial disease	0.47	<.0001	1.59	1.54-1.65	5
Carotid disease	0.41	<.0001	1.51	1.46-1.56	4
Cerebrovascular history	0.16	<.0001	1.18	1.14-1.21	2
Smoking, packs/day					
≤10 yrs					
<0.5	0.96	<.0001	2.61	2.47-2.74	10
0.5-1	1.16	<.0001	3.19	2.93-3.46	12
>1	1.16	<.0001	3.20	2.88-3.56	12
11-20 yrs					
<0.5	1.58	<.0001	4.87	4.63-5.12	16
0.5-1	1.76	<.0001	5.79	5.48-6.12	18
>1	1.79	<.0001	6.00	5.66-6.35	19
21-35 yrs					
<0.5	1.99	<.0001	7.29	6.97-7.64	21
0.5-1	2.08	<.0001	7.99	7.62-8.38	22
>1	2.13	<.0001	8.41	8.57-9.36	22
>35 yrs					
<0.5	2.19	<.0001	8.96	8.57-9.36	23
0.5-1	2.42	<.0001	11.19	10.76-11.64	25
>1	2.50	<.0001	12.13	11.66-12.61	26
Quit smoking					
<5 yrs ago	-0.14	<.0001	0.87	0.84-0.912	-1
5-10 yrs ago	-0.39	<.0001	0.68	0.65-0.71	-4
>10 yrs ago	-0.87	<.0001	0.42	0.41-0.43	-9
Fruit & veg, >3 times/wk	-0.10	<.0001	0.91	0.88-0.92	-1
Nuts, >3 times/wk	-0.11	<.0001	0.90	0.89-0.93	-1
Exercise, ≥1 time/wk	-0.15	<.0001	0.86	0.85-0.88	-2
BMI ≥25 kg/m ²	0.18	<.0001	1.20	1.17-1.22	2

Obrázek 8 - Parametry ovlivňující vznik aneurysma u pacienta označené hodnotou vážnosti. Obrázek z [3]

Například muž běloch (skóre 18) 65 let (skóre 23), bývalý kuřák, který přestal před více než 10 lety (skóre -9) a kouřil méně než půl krabičky cigaret denně po dobu méně než 10 let (skóre 10) má skóre 42 [3]. Nebo například asijská žena ve věku 77 let s diabetem a cerebrovaskulární historií, která nikdy nekouřila a jí 3x týdně ovoce a zeleninu bude mít skóre 25. Vztah mezi hodnotou skóre a pravděpodobností výskytu aneurysmatu je možné vidět na obrázku 9a.

Obrázek 9b znázorňuje detailnost a přesnost screeningu pacientů. Nízká hranice skóre znamená více možných objevených aneurysmat, ale také větší počet skenovaných pacientů. Vysoká hranice má za následek nižší pravděpodobnost podchycených aneurysmat a skenování malé skupiny lidí. Toto je situace, nad kterou je potřeba zamyšlení, zda se

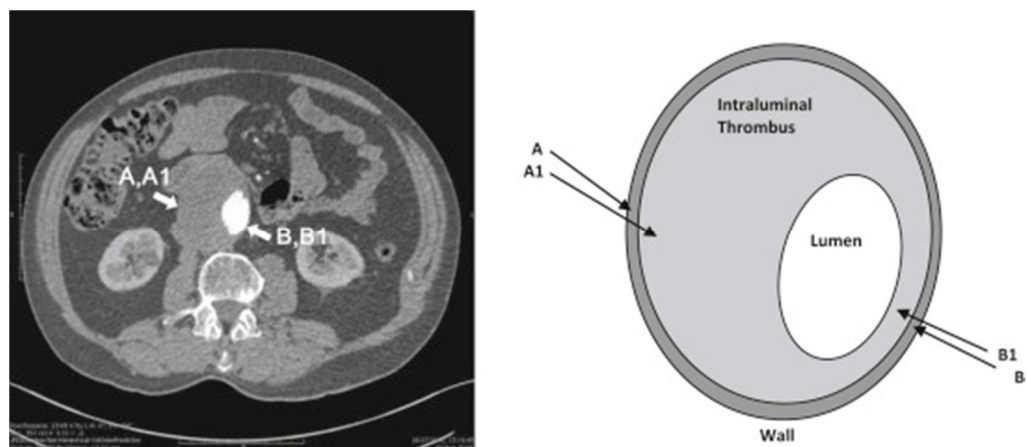
vyvarovat možnosti nepodchycení vznikajícího či už vzniklého aneurysma a objednávat mnoho pacientů na testování, které stojí čas a peníze, nebo otestovat málo lidí a podchytit pouze omezené množství za mnohem menšího počtu testování. Toto je rozhodnutí na lékařích a vědeckých skupinách, zda mají čas a peníze na testování pacientů se skóre například 42 a výše, čímž podchytí přibližně 75% aneurysmat za cenu vysokého počtu screeningů nebo brát v potaz pouze lidi se skóre nad 65 s citlivostí poloviční, ale pouze s pětinným počtem screeningů [3].



Obrázek 9 – 9A popisuje pravděpodobnost rizika aneurysmatu při určité hodnotě skóre. 9B popisuje závislost podchycení aneurysmatu podle skóre na normalizovaném počtu nutných měření [3]

3.2 Intraluminální trombus

Intraluminální trombus (ILT) je v podstatě krevní sraženina, která přilnula ke stěně tepny (obrázek 10). Při vzniku v aneurysmatu udržují lumen, což je dutá vnitřní část tepny, o přibližně stejném průměru jako mimo aneurysma. Tromby mohou dosahovat až centimetrových tloušťek a v oblasti aneurysmatu deformovat a zužovat lumen, kterým protéká krev.



Obrázek 10 – Šipky popsané písmeny A a B označují stěnu a hranice aneurysmatu. Šipky A1 a B1 označují ILT. Převzato z [12]

Jeho pórovitá struktura je tvořena krví a jinými buňkami. ILT v raných stádiích je z větší části tvořena fibrinovými vlákny, která jsou postupem času nahrazována kolagenem [13]. ILT může způsobovat ztenčení stěny aneurysmatu, což je konsekvencí úbytku hladké svaloviny a elastinových vláken a také nárůstu pravděpodobnosti výskytu zánětů [14]. To je následkem nižšího průchodu kyslíku do stěny vlivem trombu.

Z experimentálních dat in-vivo vyšlo najevo, že tlak v pórech ILT je podobné velikosti jako krevní tlak [15], což znamená, že ILT nesnižuje vliv krevního tlaku na stěnu. Někteří autoři z toho vyvozují, že ILT nesnižuje napětí ve stěně [15], avšak z experimentálních dat [16] bylo dokázáno snížení přetvoření a napětí ve stěně aneurysmatu.

V této a předchozí kapitole byla popsána anatomie a fyziologie tepen, popis jednotlivých vrstev aorty a prvků jich tvořenými. Byla popsána onemocnění, která mohou vzniknout u tepen a možná rizika, která je ovlivňují. Nadále bude popsána tato problematika z mechanického hlediska a to modelováním a výpočtem 3D modelů aort, ale prvně bude popsána teorie, která se za tím skrývá. V následujících kapitolách bude popsána teorie konečných deformací, jelikož dochází k deformacím větším než velmi malým, a konstitutivní modely popisující hyperelastické chování materiálu.

4 Teorie konečných deformací

Tato teorie řeší deformace, u kterých protažení jsou natolik velké, že už nelze použít teorii infinitezimálních přetvoření. Pro tkáň aorty a cév jsou typické velké deformace, což jsou deformace nad 1 až 2% přetvoření. To tedy znamená velké rozdíly mezi původní nedeformovanou strukturou a finální deformovanou.

4.1 Tenzor deformačního gradientu

Slouží k popisu deformace z nedeformované na deformovanou geometrii. Dochází zde k derivaci souřadnic deformované geometrie podle souřadnic nedeformované. F je označení tenzoru deformačního gradientu a matice 4.1 popisuje jeho plný obecný maticový zápis.

$$F = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial X_1} & \frac{\partial u}{\partial X_2} & \frac{\partial u}{\partial X_3} \\ \frac{\partial v}{\partial X_1} & \frac{\partial v}{\partial X_2} & \frac{\partial v}{\partial X_3} \\ \frac{\partial w}{\partial X_1} & \frac{\partial w}{\partial X_2} & \frac{\partial w}{\partial X_3} \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

Malými písmeny jsou značeny souřadnice deformované geometrie a velkými písmeny souřadnice nedeformované geometrie. Důležitými prvky jsou prvky na hlavní diagonále,

$$\lambda_x = \frac{\partial u}{\partial X_1}, \lambda_y = \frac{\partial v}{\partial X_2}, \lambda_z = \frac{\partial w}{\partial X_3} \quad (4.2)$$

které značí poměrná přetvoření ve směrech zvoleného souřadného systému.

Pomocí tenzoru deformačního gradientu lze vyjadřovat různé tenzory přetvoření.

4.2 Cauchy-Greenův tenzor deformace

Patří mezi rotačně nezávislé deformační tenzory (xx). Právý Cauchy-Greenův tenzor přetvoření nám dává kvadrát lokální změny vzdálenosti vlivem deformace.

$$C = F^T F = U^2 \quad (4.3)$$

Levý Cauchy-Greenův tenzor přetvoření je dán přehozením pořadí násobení tenzoru deformačního gradientu. V tomto tenzoru jsou schovány λ .

$$B = FF^T \quad (4.4)$$

$$B = \begin{bmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

Tenzor deformačního gradientu je obecně nesymetrický, proto se používá pravý a levý Cauchy-Greenův tenzor přetvoření. Invarianty pravého i levého Cauchy-Greenova tenzoru přetvoření se používají při vyjadřování funkce energie napjatosti W . Nejčastěji se využívají první tři invarianty.

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (4.6)$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_1^2 \lambda_3^2 \quad (4.7)$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = J^2 \quad (4.8)$$

4.3 Green-Lagrangův tenzor přetvoření

$$E = \frac{1}{2}(F^T F - I) = \frac{1}{2}(C - I) \quad (4.9)$$

Obecný tenzorový zápis:

$$E_{ij} = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} + \frac{\partial u_k}{\partial X_i} \frac{\partial u_k}{\partial X_j} \right] \quad (4.10)$$

Vyčíslení pro směr x , kde prvním členem rovnice je malé přetvoření a druhým jsou kvadratické členy, které se při velmi malých deformacích do 1% mohou zanedbávat vlivem kvadrátu, což ale nelze zanedbávat u deformací větších:

$$E_{ij} = \frac{\partial u}{\partial X} + \frac{1}{2} \left[\left(\frac{\partial u}{\partial X} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial X} \right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial X} \right)^2 \right] \quad (4.11)$$

4.4 Cauchy tenzor napětí

Také nazývaný tenzor skutečného napětí, který je vztažen k síle a skutečnému deformovanému průřezu.

$$\sigma_i = \frac{dF_i}{dx_j \cdot dx_k} \quad (4.12)$$

4.5 1. Piola-Kirchhoff tenzor napětí

Také nazývaný tenzor inženýrského napětí, který je vztažen k síle a počátečnímu průřezu.

$$P_i = \frac{dF_i}{dX \cdot dX_k} \quad (4.13)$$

4.6 2. Piola-Kirchhoff tenzor napětí

Je to korigovaná síla vztažená na počáteční průřez. Používá se pro určení napětí u hyperelastických materiálů. Nemá jasný fyzikální význam.

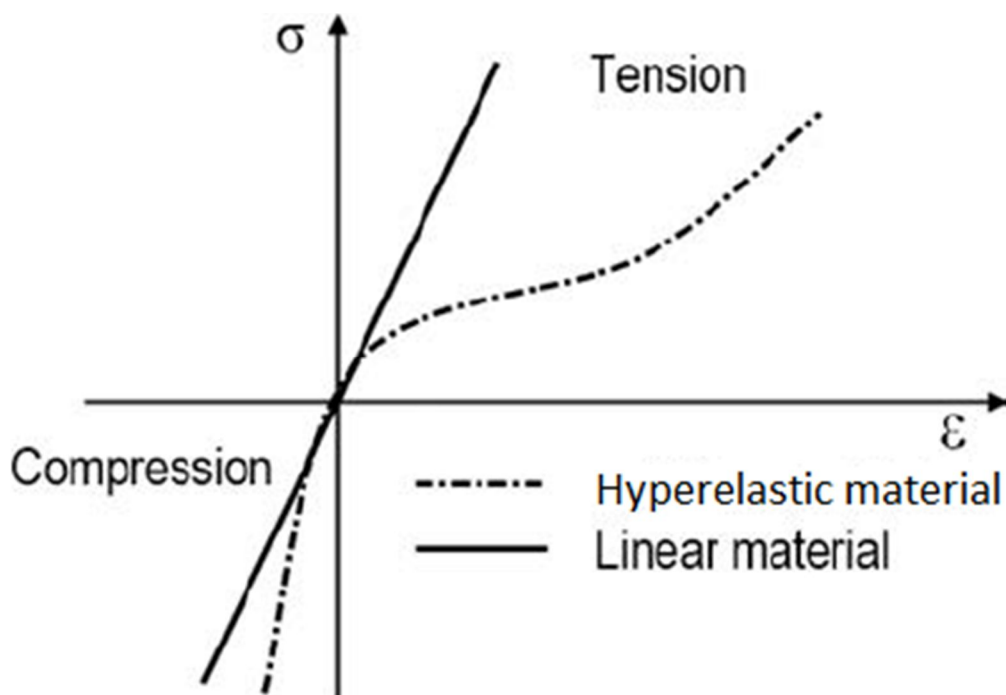
$$S_i = \frac{dF_{0i}}{dX_j \cdot dX_k} = \frac{\frac{\partial X_i}{\partial x_i} dF_{0i}}{dX_j \cdot dX_k} \quad (4.14)$$

5 Hyperelasticita

Většina konstitutivních modelů snažící se popsat hyperelasticitu vychází z funkce energie napjatosti W , která je skalární kombinací tenzoru přetvoření, např. 2. Piola-Kirchhoff tenzor napětí a Greenův tenzor deformace nebo Cauchy-Greenův tenzor deformace.

$$S = \frac{\partial W}{\partial E} = 2 \frac{\partial W}{\partial C} \quad (5.1)$$

Důvod využívání hyperelasticity je, že samotná lineární elasticita nedokáže popsat chování některých materiálů, kde obecným příkladem je guma, jejíž napěťově deformační vlastnosti lze popsat jako elastické, nestlačitelné a izotropní. Mimo jiné se modely hyperelasticity také využívají na elastomery a lidskou tkáň, kterou se zabývám ve své práci. Typickou materiálovou křivkou z tahových zkoušek je S křivka znázorněna v obrázku 11.



Obrázek 11 - Křivka lineárně elastického a hyperelastického materiálu. Převzato z https://www.researchgate.net/figure/Stress-strain-curve-for-non-linear-hyperelastic-material-25_fig6_267637198

5.1 Konstitutivní materiálové modely

5.1.1 Isotropní modely

5.1.1.1 Neo-Hook

Neo-Hookovský hyperelastický model je strukturně motivovaný model, což znamená, že umí predikovat nelineární napěťově deformační chování. Model byl představen Ronaldem Rivlinem, který zasáhl do více modelů popisujících hyperelasticitu. Tento model nebere v potaz disipaci energie.

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (5.2)$$

Druhý člen rovnice 5.2 popisuje změnu objemu a obecně se píše pro stlačitelný materiál. Pokud by materiál byl nestlačitelný, druhý člen rovnice 2.3 by odpadl. Při velkých deformacích nemá schopnost vyztužovat křivku popisující materiál a je tedy použitelný pro nižší přetvoření cca do 20%.

5.1.1.2 Mooney-Rivlin

Mooney-Rivlinův model je fenomenologický model, což znamená, že jeho rovnice napjatosti není založena na struktuře materiálu, ale její tvar byl pouze zvolen tak, aby výsledná křivka dokázala popsat pozorovanou odezvu. To na jedné straně znamená, že pomocí něj dokážeme přesně popsat například křivku z jedné tahové zkoušky, ale po nastavení parametrů křivky nedokáže popsat křivku ze zkoušky další, což tedy znamená, že nemá (nebo má velmi omezenou) schopnost predikce. Při simulaci je vhodné použít stejný napěťově deformační stav jako u experimentu.

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3) + c_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (5.3)$$

Rovnice 5.3 Mooney-Rivlinovu rovnici pro 3 parametry (c_{10}, c_{01}, c_{11}). Obecný zápis funkce energie napjatosti lze pak zapsat v tomto tvaru:

$$W = \sum_{i+j=1}^n c_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad (5.4)$$

5.1.1.3 Yeoh

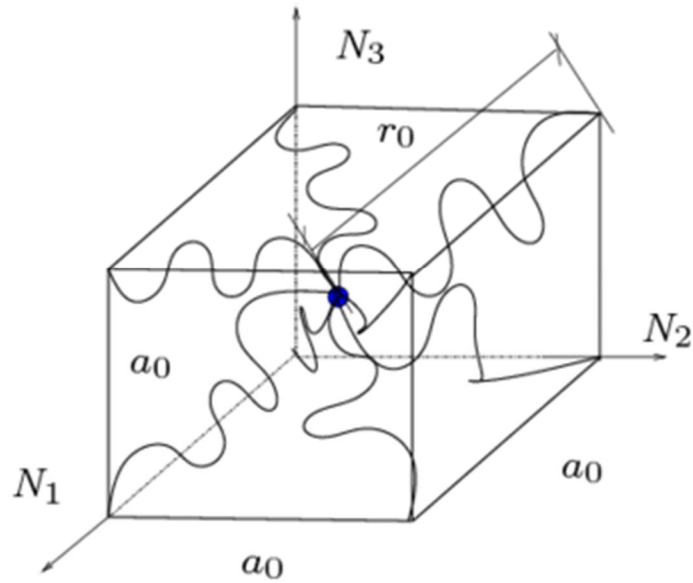
Yeohův model je opět fenomenologický model pro hyperelastické, skoro nestlačitelné a nelineárně elastické materiály. Tento model bere v potaz pouze parametry s invarianty I_1 a je stabilnějším Mooney-Rivlinovým modelem.

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{20}(I_1 - 3)^2 + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (5.5)$$

Zde je příklad dvou parametrického Yeohova modelu, který je využit i ve výpočtové části práce.

5.1.1.4 Arruda-Boyce

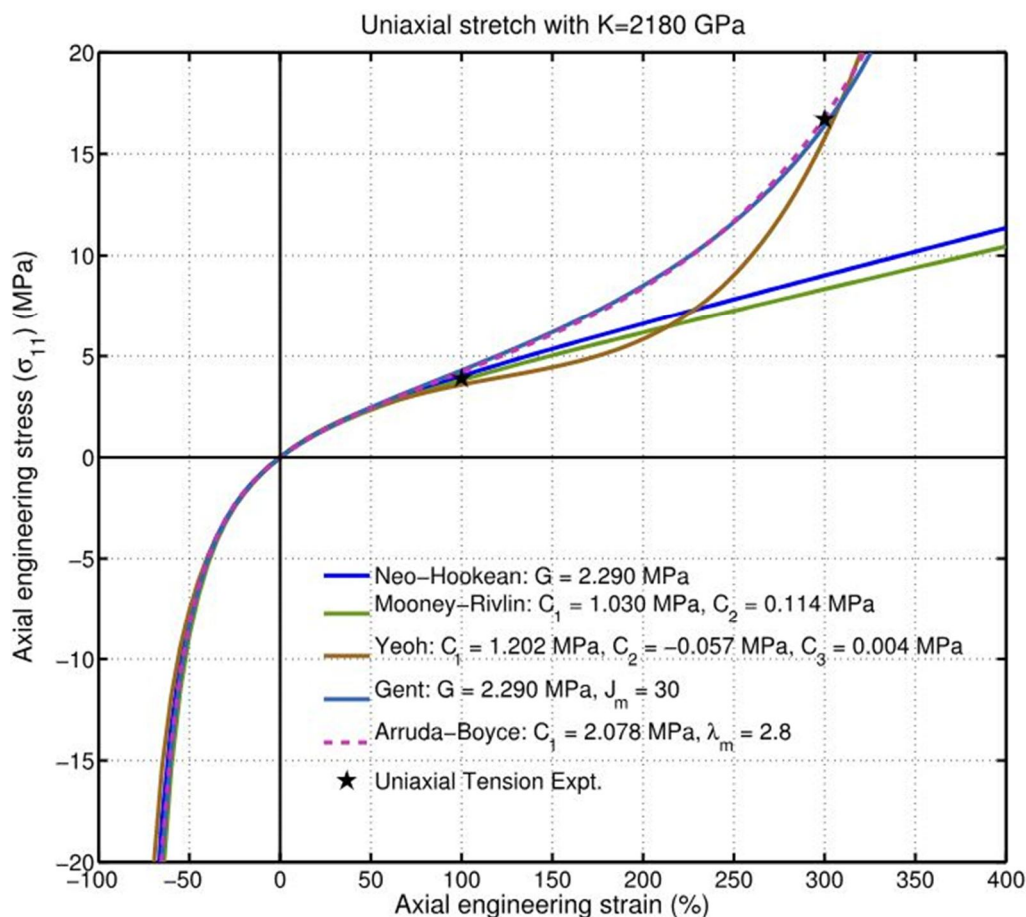
Patří mezi strukturně motivované modely. Tento model je založen na Neo-Hookeově modelu a redukuje počet známých parametrů na první invariant I_1 a dva parametry λ_L a G . Parametr λ_L je mezní protažení polymerních řetězců a popisuje, kdy jsou řetězce zcela narovnané. Model se používá na popis mechanického chování gum a polymerů. Model je založen na materiálu tvořeného kubickými objemovými elementy obsahujícími osm řetězců v diagonálních směrech. Materiál je předpokládán nestlačitelný.



Obrázek 12 - Element materiálu, na kterém je založen Arruda-Boyce model
[\[https://www.researchgate.net/figure/Arruda-Boyce-model-undeformed-and-deformed-configurations_fig1_269838037\]](https://www.researchgate.net/figure/Arruda-Boyce-model-undeformed-and-deformed-configurations_fig1_269838037)

$$\begin{aligned}
 W = G \left[\frac{1}{2}(I_1 - 3) + \frac{1}{20\lambda_L^2}(I_1^2 - 9) + \frac{11}{1050\lambda_L^4}(I_1^3 - 27) \right. \\
 \left. + \frac{19}{7000\lambda_L^6}(I_1^4 - 81) + \frac{519}{673750\lambda_L^8}(I_1^5 - 243) \right] \\
 + \frac{1}{d} \left(\frac{J^2 - 1}{2} - \ln J \right)
 \end{aligned} \tag{5.6}$$

Tento model je velmi robustní a dokáže celkem přesně popsat S křivku, ale může docházet občas k horšímu popisu této křivky v oblasti prvního inflexního bodu.



Obrázek 13 - Porovnání křivek různých hyperelastických materiálových modelů. Převzato z [\[https://en.wikipedia.org/wiki/Arruda%E2%80%93Boyce_model#/media/File:ArrudaHyperElastic.svg\]](https://en.wikipedia.org/wiki/Arruda%E2%80%93Boyce_model#/media/File:ArrudaHyperElastic.svg)

5.1.2 Anizotropní modely

Mimo izotropních konstitutivních modelů existují ještě anizotropní, jejichž znalost je sice důležitá pro vědecké modelování tepen, ale značně překračují rozsah magisterského studia a proto se jim věnovat v této práci nebudu.

5.1.3 Příklad

Pro ukázkou zde ukáži příklad, jak se z funkce deformační energie W dopracovat ke Cauchyho napětí při jednoosém zatěžování. Budeme vycházet z rovnice 5.1. Pro zjednodušení zde převezmu a zkrátím vyjádření na pár vztahů z wikipedie, kde je hezky popsán tento převod. Mějme tedy daný vztah 5.1. a Cauchy napětí dáno:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{J} \mathbf{F} \cdot \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}^T \quad (5.7)$$

J je determinant deformačního gradientu \mathbf{F} . Při použití 3 hlavních invariant Cauchyho napětí I_1 , I_2 a I_3 bude derivace W podle pravého Cauchy-Greenova přetvoření \mathbf{C} vypadat:

$$\frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial W}{\partial I_1} \frac{\partial I_1}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial W}{\partial I_2} \frac{\partial I_2}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial W}{\partial I_3} \frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}} \quad (5.8)$$

Dosazením do Cauchyho napětí, zavedením levého Cauchy-Greenova přetvoření \mathbf{B} , nestlačitelností materiálu $I_3 = J^2 = 1$ a úpravami rovnice se dostaneme k rovnici napětí

$$\boldsymbol{\sigma} = 2 \left[\left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) \mathbf{B} - \frac{\partial W}{\partial I_2} \mathbf{B} \cdot \mathbf{B} \right] - p \cdot \mathbf{I} \quad (5.9)$$

kde p je hydrostatický tlak značící podmínku nestlačitelnosti a \mathbf{I} jednotková matice. Pokud bychom zavedli rovnost prvních dvou invariant $I_1 = I_2$, dostaneme se k rovnici, kterou je možno použít k vyčíslení Cauchyho napětí se znalostí stretchu λ .

$$\boldsymbol{\sigma} = -p \cdot \mathbf{I} + 2 \frac{\partial W}{\partial I_1} \cdot \mathbf{B} \quad (5.10)$$

Se znalostí rovnice 5.13. můžeme spočítat Cauchyho napětí vzniklé uniaxiálním zatížením. Zavedeme si matice a okrajové podmínky napětí v nezatížených směrech rovny nule a přetvoření v těchto směrech si rovny, které použijeme pro tento výpočet.

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 \end{bmatrix}, \sigma_2 = \sigma_3 = 0$$

$$\boldsymbol{\lambda} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}, \lambda_2 = \lambda_3 \quad (5.11)$$

$$\mathbf{B} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T = \begin{bmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{bmatrix}$$

Použijeme funkci deformační energie pro Yeohův dvou parametrický model z rovnice 5.6. Zavedeme podmínku nestlačitelnosti, pomocí které získáme vyjádření stretchů pouze v jednom směru.

$$I_3 = J^2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 = 1 \Rightarrow \lambda_2^2 = \frac{1}{\lambda_1}$$

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 = \lambda_1^2 + \frac{2}{\lambda_1} \quad (5.12)$$

Následně zderivujeme W podle I_1 :

$$\frac{\partial W}{\partial I_1} = \frac{\partial(c_{10}(I_1 - 3) + c_{20}(I_1 - 3)^2 + (J - 1)^2)}{\partial I_1} =$$

$$= c_{10} + 2c_{20}(I_1 - 3) \quad (5.13)$$

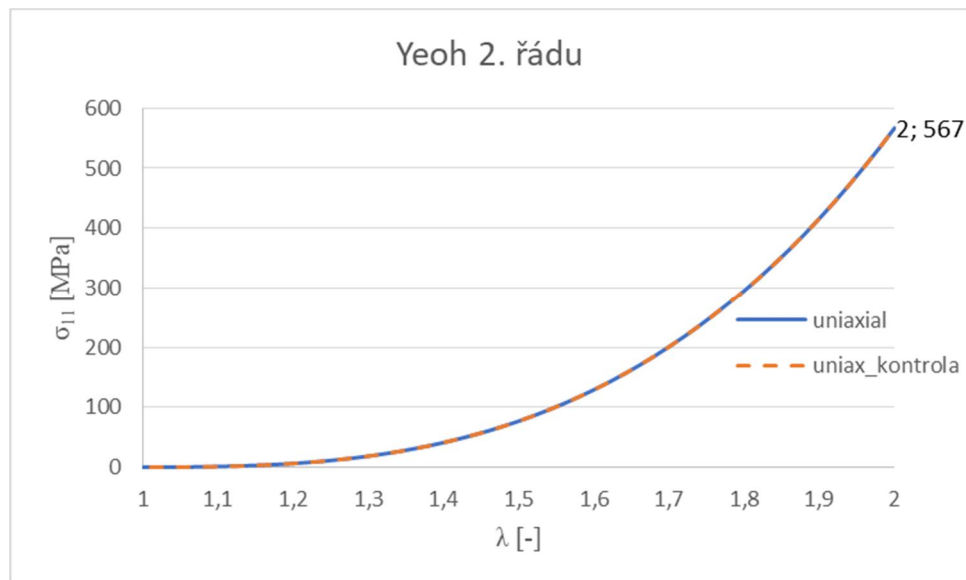
Nyní spočteme ze zavedených okrajových podmínek hydrostatický tlak z napětí σ_2 , které dosadíme do σ_1 .

$$\sigma_2 = 0 = -p \cdot I + 2 \frac{\partial W}{\partial I_1} \cdot B_{22}$$

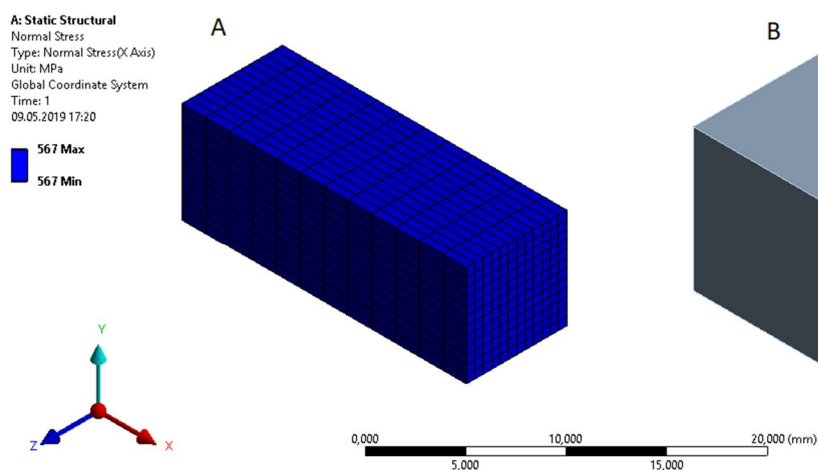
$$p = \left(2c_{10} + 4c_{20} \left(\lambda_1^2 + \frac{2}{\lambda_1} - 3 \right) \right) \cdot \frac{1}{\lambda_1} \quad (5.14)$$

$$\sigma_1 = -p \cdot I + 2 \frac{\partial W}{\partial I_1} \cdot B_{11} = \left(2c_{10} + 4c_{20} \left(\lambda_1^2 + \frac{2}{\lambda_1} - 3 \right) \right) \cdot \left(\lambda_1^2 - \frac{1}{\lambda_1} \right) \quad (5.15)$$

$$\sigma_1 = \left(2 \cdot 1 + 4 \cdot 20 \left(2^2 + \frac{2}{2} - 3 \right) \right) \cdot \left(2^2 - \frac{1}{2} \right) = 567 \text{ MPa}$$



Graf 1 - Graf závislosti Cauchyho napětí na inženýrském přetvoření pro materiálový model určený Yeohem 2. řádu s konstantami $c_{10}=1$ [MPa] a $c_{20}=20$. Křivka Uniax_kontrola je vytvořena z hodnot danými z výpočtu pomocí Ansys Workbench. V obou případech bylo dosaženo napětí 567 MPa při natažení na 2x délku.



Obrázek 14 – Jednoosá zkouška pomocí Ansys Workbench. Je zde vidět, že při protažení o 100% dojde ke vzniku stejného napětí (567 MPa) jako v analytickém řešení.

Pro kontrolu správnosti analytického příkladu jsem vytvořil kostičku o stejném materiálu, jako je napsán v popisku grafu 1 a v rovnici 5.15 a v programu Ansys Workbench simuloval jednoosou zkoušku. Jak je vidět z analytického výsledku, grafického vyobrazení z programu Ansys Workbench a grafu 1, výsledky vyšly naprosto totožně. Pokud bychom chtěli tato data porovnat s experimentem, je nutné je převést na skutečné hodnoty a to těmito následujícími převody:

$$\epsilon_{\text{true}} = \ln \lambda$$

$$P = \frac{\sigma}{\lambda} \quad (5.16)$$

6 Motivace k výpočetní části

V předchozích kapitolách bylo řečeno něco o teorii skrývající se za touto prací a materiálových modelech možných k popsání hyperelasticity. V následujících kapitolách bude popsáno, jak se snímají aneurysmata pacientů, jak z takovýchto snímků vytvořit geometrii potřebnou pro pevnostní výpočty a jak zjistit vliv konstitutivních modelů.

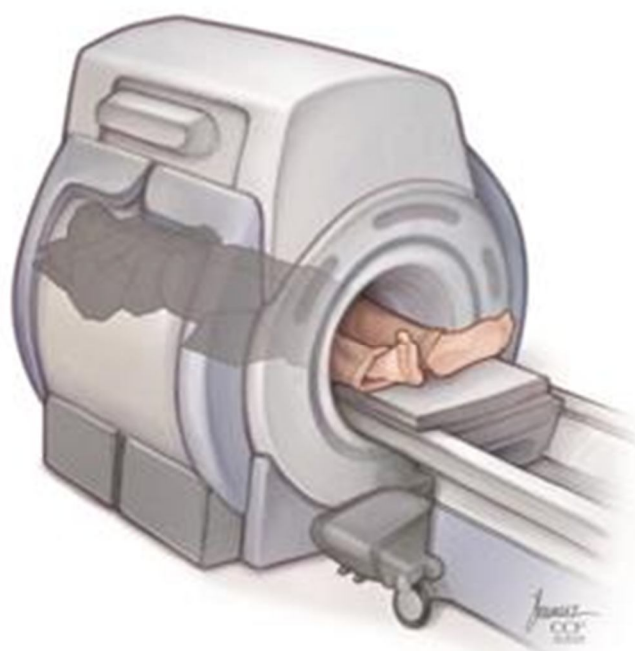
Abychom určili kdy je potřeba pacienta operovat či ještě neoperovat z důvodu aneurysmatu, tak je potřeba stanovit nějaká kritéria pro riziko ruptury. Nejrozšířenějším a dlouhou dobu platným kritériem je průměr aneurysma. Čím větší aneurysma, tím větší pravděpodobnost ruptury. Kritériem pro operaci je tedy průměr 5,5 cm tak jak bylo psáno v kapitole 3. Avšak toto není přesnou metodou na určení rizika.

Další kritériem je například rychlost růstu aneurysma, které předpokládá, že s blížící se rupturou se zvyšuje rychlost růstu aneurysma. Toto kritérium nestojí samo o sobě, ale používá se v kombinaci například s kritériem průměru. Ani toto kritérium není nejspolehlivější, a proto se vědci snaží přijít se spolehlivější metodou.

Posledním kritériem, které uvedu, jsou modely pro výpočet rizika ruptury v závislosti na napětí ve stěně AAA, jako jsou například [41] nebo [42]. Tyto modely jsou závislé na materiálových modelech a právě pro tyto modely rizik ruptury je tato práce orientovaná. Více budou tyto 2 modely rizik popsány v kapitole 10.

7 Rekonstrukce geometrie aneurysmat

Zobrazení AAA se dá provádět například pomocí snímků výpočetní tomografie (CT) nebo snímků magnetické rezonance (MRI). CT je vyšetřovací neinvazivní metoda využívající rentgenového záření zvýrazňující tkáň a skelet člověka v závislosti na absorpci daného orgánu či kosti. Pravidlem je, čím hustější je snímáný materiál tím výrazněji bude na snímku vysvícen. Pacient je u výpočetní tomografie zasunut do zařízení, které rotuje vysokou rychlostí kolem pacienta a snímá ho po vrstvách postupně v různých rovinách. Díky této metodě je možné odhalit vady, které v těle nastávají, jako právě například AAA.

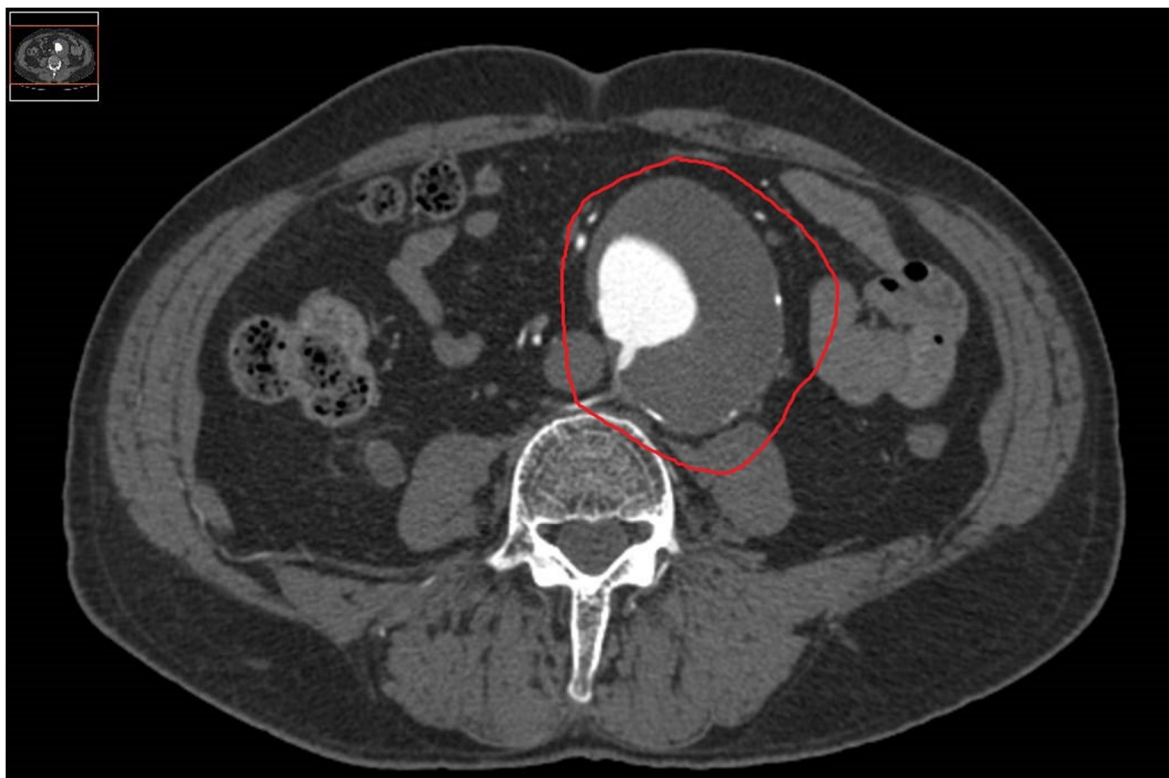


Obrázek 15 – CT [<https://my.clevelandclinic.org/health/diagnostics/4808-computed-tomography-ct-scan/test-details>]

7.1 Rekonstrukce geometrie aneurysma

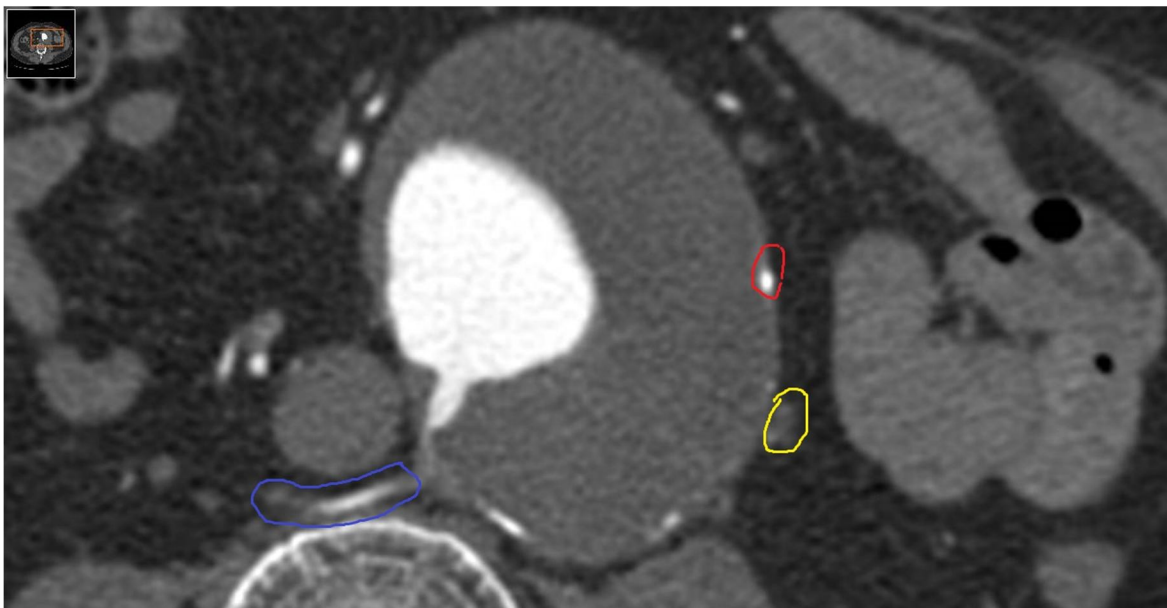
Samotné rekonstruování výdutě je dále možné modelovat pomocí různých programů. V mém případě šlo o modelování ve freewaru „Blender“ se speciálním modulem vytvořeným Ing. Petrem Strakošem Ph.D. z IT4Innovations pro projekt LTUSA, pomocí kterého bylo možné pomocí snímků pacienta v axiálním směru vytvářet 3D modely aneurysmatu. Při modelování aneurysmatu z CT snímků je potřeba dát si pozor na to, co je ještě stěna aorty a co už je okolní tkáň. Při tvorbě 3D modelu stěny břišní výdutě je možné se orientovat pomocí zářivých výčnělků v blízkosti stěny, což právě nejčastěji jsou vzniklé

kalcifikace. Na následujících obrázcích je znázorněna právě okolní tkáň, která se už nemodeluje a je potřeba dávat si na to pozor, nebo také kousky kalcifikací.



Obrázek 16 – Na CT snímku je vidět sken v břišní oblasti vyobrazující vzniklé aneurysma u pacienta (uvnitř červené křivky). Šedou barvu má právě stěna aneurysmatu a ILT a bílou barvu září zvýrazňující tekutina protékající lumenem a artériemi.

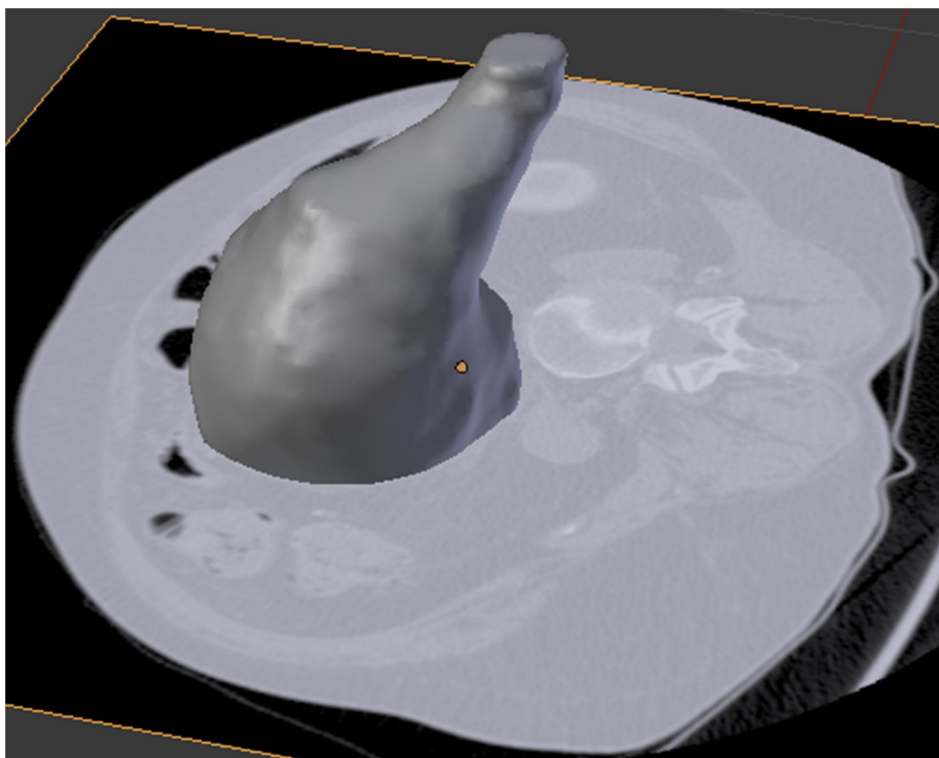
Na následujícím obrázku (Obrázek 17) je detailnější zobrazení aneurysmatu s červeně označenou kalcifikací, která napomáhá při zjišťování hranice stěny aorty, žlutě označenou přidruženou okolní tkání a modře označenou tepnou. Žádný z těchto prvků se nepoužívá na modelování, ale napomáhají při zjišťování hranic aorty.



Obrázek 17 – Zde je detailní přiblížení obrázku 16.



Obrázek 18 – 3D model vnější stěny aneurysmatu



Obrázek 19 - 3D model stěny výdutě břišní aorty znázorněn v CT snímku

Z důvodu raného stádia vývoje modulu a časové náročnosti diplomové práce mi po seznámení se modulem byly poskytnuty hotové mkp sítě devíti aneurysmat doc. Ing. Stanislavem Polzerem Ph.D., na kterých jsem nadále prováděl pevnostní výpočty, jelikož rekonstrukce tohoto konkrétního aneurysmatu mi trvala i týden práce.

8 Volba konstitutivního modelu

8.1 Jednoosá zkouška

Hrubá data z jednoosých zkoušek byly poskytnuty profesorem Sureshem M.L. Raghavanem z university of Iowa v USA. Vzorky pro tuto zkoušku byly získány ze 4 prasklých a 9 neprasklých aneurysmat. Z nich bylo vytvořeno 145 testovacích vzorků o velikosti 4x4 mm. 32 vzorků bylo vyčleněno z vyhodnocování z důvodu poškození v oblasti svorek pomocí kterých jsou vzorky tkáně uchyceny pro jednoosou zkoušku.

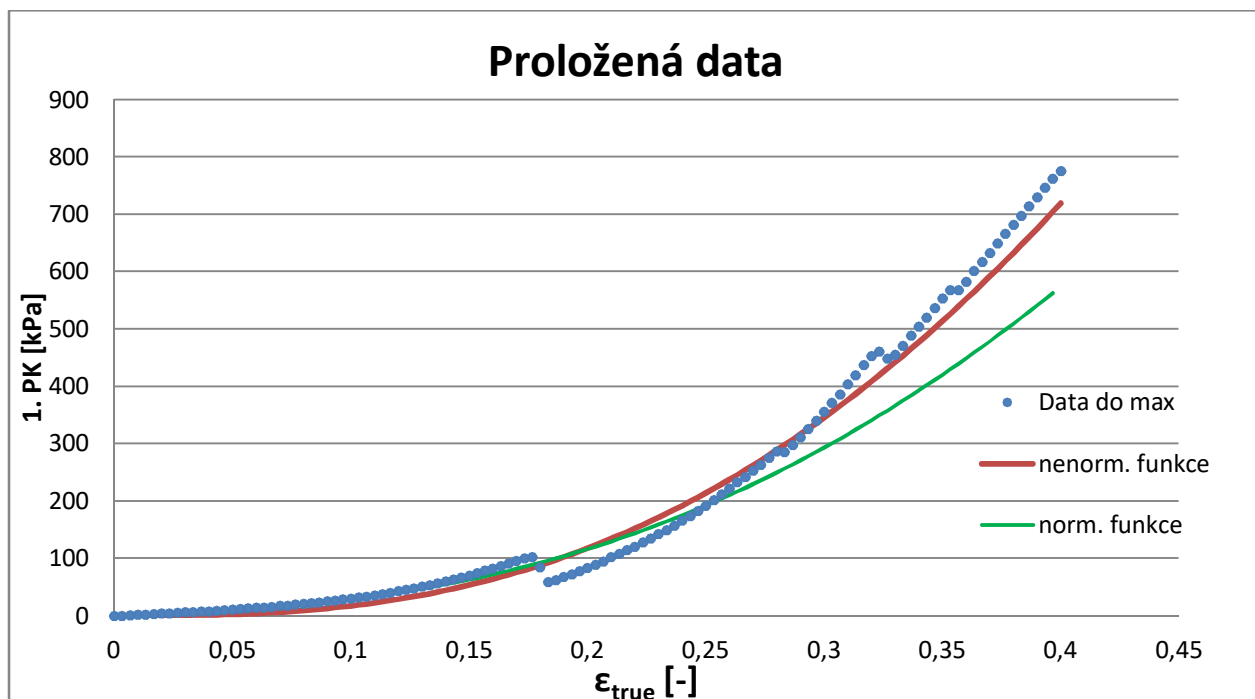
Samotné testování probíhá tak, že vzorky se uchytí do svorek a velmi malou silou se napnou. Následně proběhne předzatěžování vzorku do 5% protažení z původní délky rychlostí 20% protažení za minutu přibližně 10 cykly. Následně je vzorek natahován stejnou rychlostí až do poškození. Mechanické zkoušky byly vyhodnocovány pomocí kritického tension (síla na délku), kritického napětí a kritického přetvoření [19].

8.2 Fitování konst. modelu Yeoh

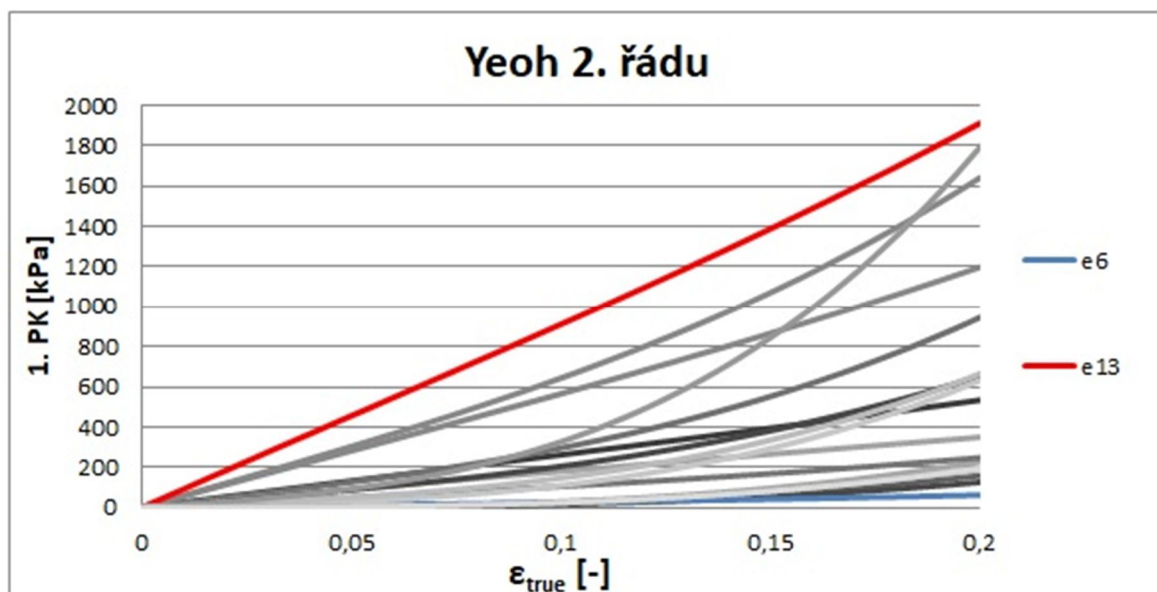
Z důvodu výpočetního a časového omezení byly parametry získány z 18 vzorků tkáně testovaných jednoosou zkouškou. Pro určení materiálových parametrů Yeohova modelu byl použit program „Hyperfit“ a to z důvodu, že to je široce používaný model, na kterém je založen model Raghavan-Vorp [43]. Model byl vybrán dvou parametrický, tedy se určovaly konstanty c_{10} a c_{20} , které značí tuhost materiálu. Parametr c_{10} ovlivňuje počáteční tuhost při zatížení a c_{20} ovlivňuje tuhost materiálu při větším přetvoření. Vliv těchto parametrů bude znázorněn v grafech 3 a 4. Pro citlivostní analýzu budou statické výpočty pro každou geometrii prováděny na nejtužších materiálech (červená křivka v grafech 3 a 4) a nejpoddajnějších materiálech (modrá křivka v grafech 3 a 4), aby bylo možné podchytit maximální možné rozdíly ve spočtených napětích.

Pro nafitování dat byla použita metoda nejmenších čtverců křivkami normovanými a nenormovanými. Nenormované mají vlastnost snažit se procházet absolutními hodnotami a normované křivky mají tendenci se chytat ke všem bodům stejně a více tedy popisovat hodnoty nízké. Tento efekt je možno vidět v grafu 2.

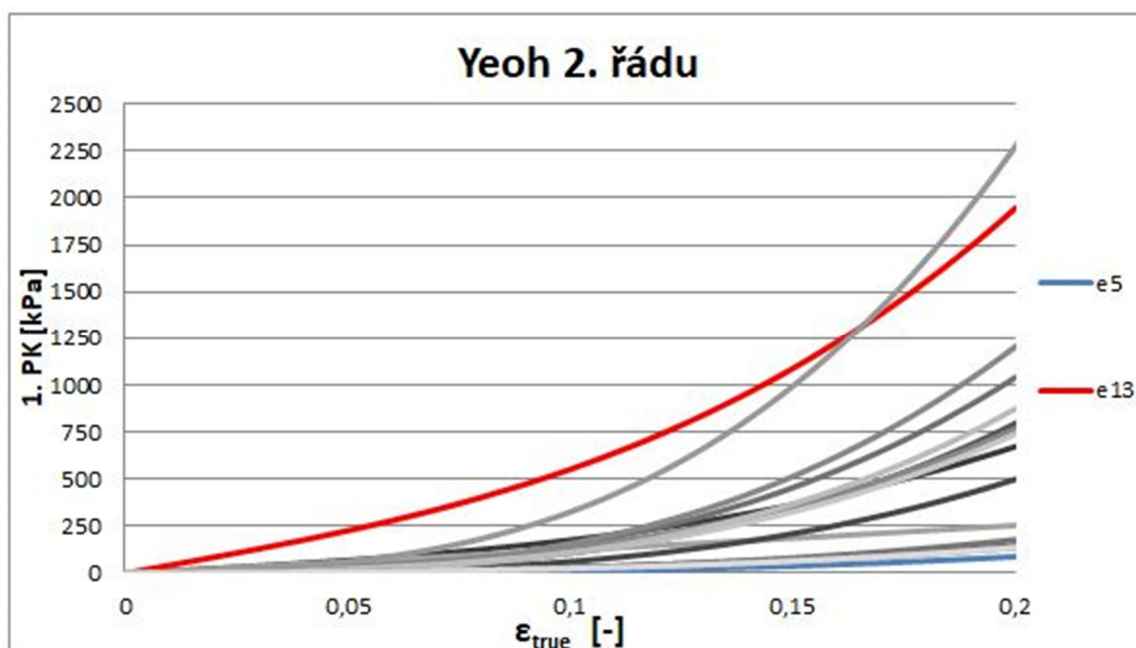
Pro znázornění fitování hrubých dat konstitutivním modelem Yeoh 2. řádu byl vytvořen graf 2, na kterém jsou znázorněna pouze data jednoosé zkoušky do maximálního napětí a ne až do přetržení vzorku.



Graf 2 – Hrubá data z jednoho vzorku vykreslená do maximálního zatížení a proložená hyperelastickým modelem Yeoh 2. řádu normovanou a nenormovanou funkcí



Graf 3 – Křivky materiálového modelu nenormovaného, se zvýrazněnou nejtužší červenou a nejpoddajnější modrou



Graf 4 – Křivky materiálového modelu normovaného, se zvýrazněnou nejtužší červenou a nejpoddajnější modrou

V grafu 4 může být zarážející protínání se dvou nejtužších křivek a vybrání právě jedné konkrétní. Křivka pro vzorek e13 byla zvolena jako nejtužší proto, že právě do 15% přetvoření se chová jako nejtužší a nad takové hodnoty se mé modely nebudou při výpočtech deformovat.

8.3 Konst. model intraluminálního trombu

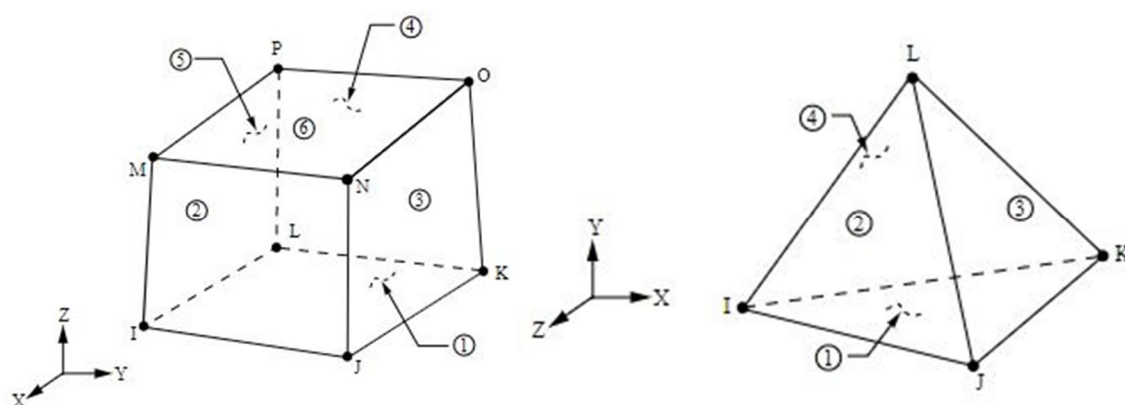
Parametry Ogdenova modelu byly získány ze článku [7] skupinou Christiana Gassera PhD. Ti vyseparovali 8 vzorků ILT z aneurysmatu abdominální aorty. Následně byly vzorky rozděleny na luminální, mediální a abluminální vrstvu, které byly navzorkovány na rozměry 1x2 mm a dále testovány jednoosými zkouškami - kontrolní test (6 vzorků), pevnostní test (24) a únavový test (72). Materiálový parametr c pro luminální, mediální a abluminální vrstvu ILT je popsán v článku [7] a kvantifikován na hodnotu 2,62 kPa, 1,92 kPa a 1,73 kPa. Zjednodušeně budu v této práci používat $c = 2$ což při použití Ogdenova hyperelastického modelu znamená, že $c = \frac{\mu}{\alpha}$:

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p} - 3) \quad (8.1)$$

a tedy parametry μ a α_p budou rovny hodnotám 8 a 4 kPa, tak aby odpovídaly rovnici v [7].

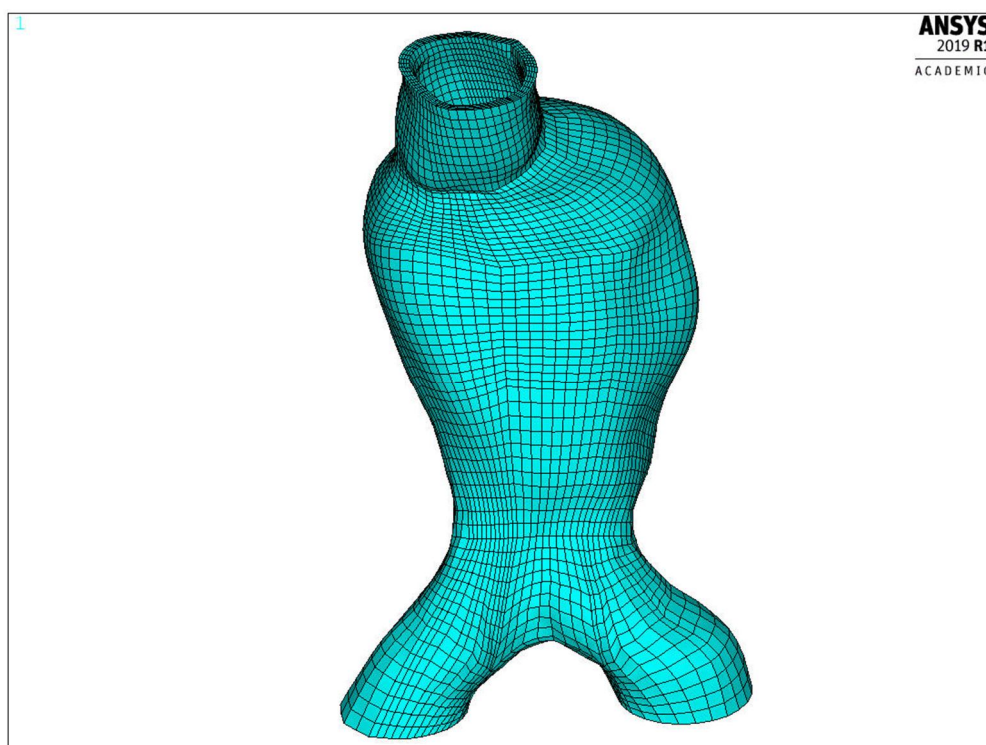
9 Napětově deformační analýza

Analýza byla prováděná pomocí softwaru Ansys APDL verze 2019 R1. Do této analýzy vstupují vysíťované geometrie stěn aneurysmatu a intraluminální tromby. Stěny aneurysmat byly vymeshovány objemovými prvky SOLID185, což jsou lineární hexaedry, které mají 8 uzlů. Modely ILT bylo potřeba převést na SOLID285 z MESH200, což jsou lineární tetraedry se 4 uzly. Prvky typu SOLID185 a SOLID285 patří mezi prvky, které podporují výpočet s vlivem hyperelastického chování materiálu a velkých deformací. Tyto prvky jsou také formulovány tak, aby podporovaly plně nestlačitelné hyperelastické materiály.

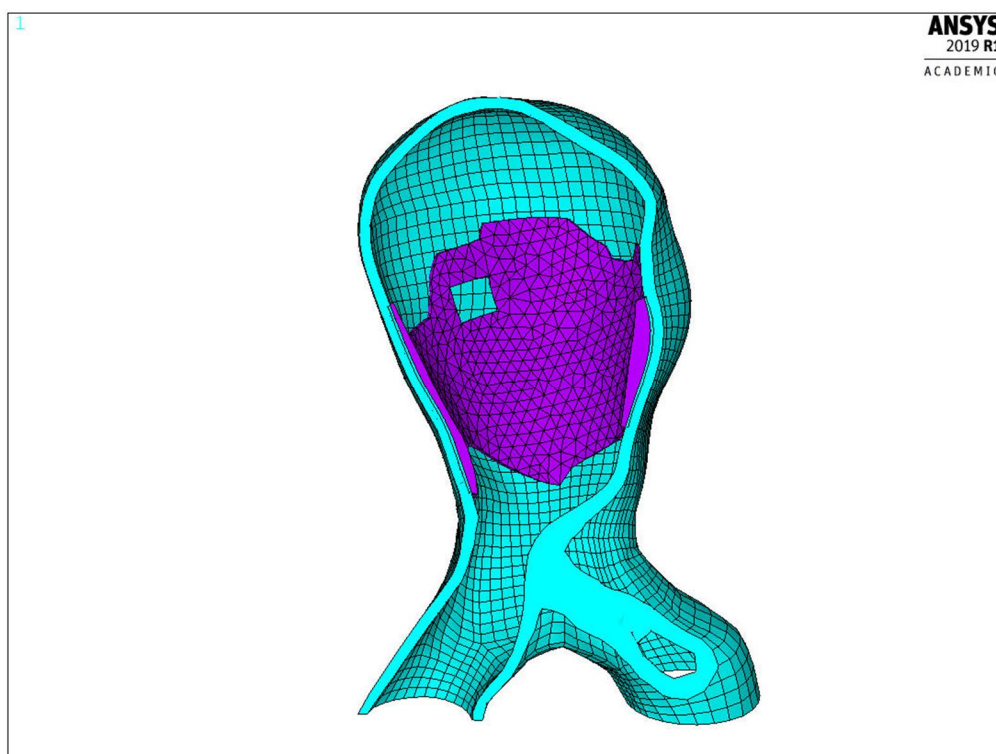


Obrázek 20 - Použité elementy v modelu

Na stěnu výdutě byl použit hyperelastický materiál podle Yeoha s parametry získanými v kapitole 7. z dat od profesora Raghavana a pro intraluminální trombus byl použit Ogdenův hyperelastický model s využitím na celý objem trombu z důvodu zjednodušení. Realističtější výpočet by byl přiřazení jiných parametrů materiálu se vzdáleností elementu od lumenu a to podle vrstev ILT (luminal, medial, abluminal) [7].



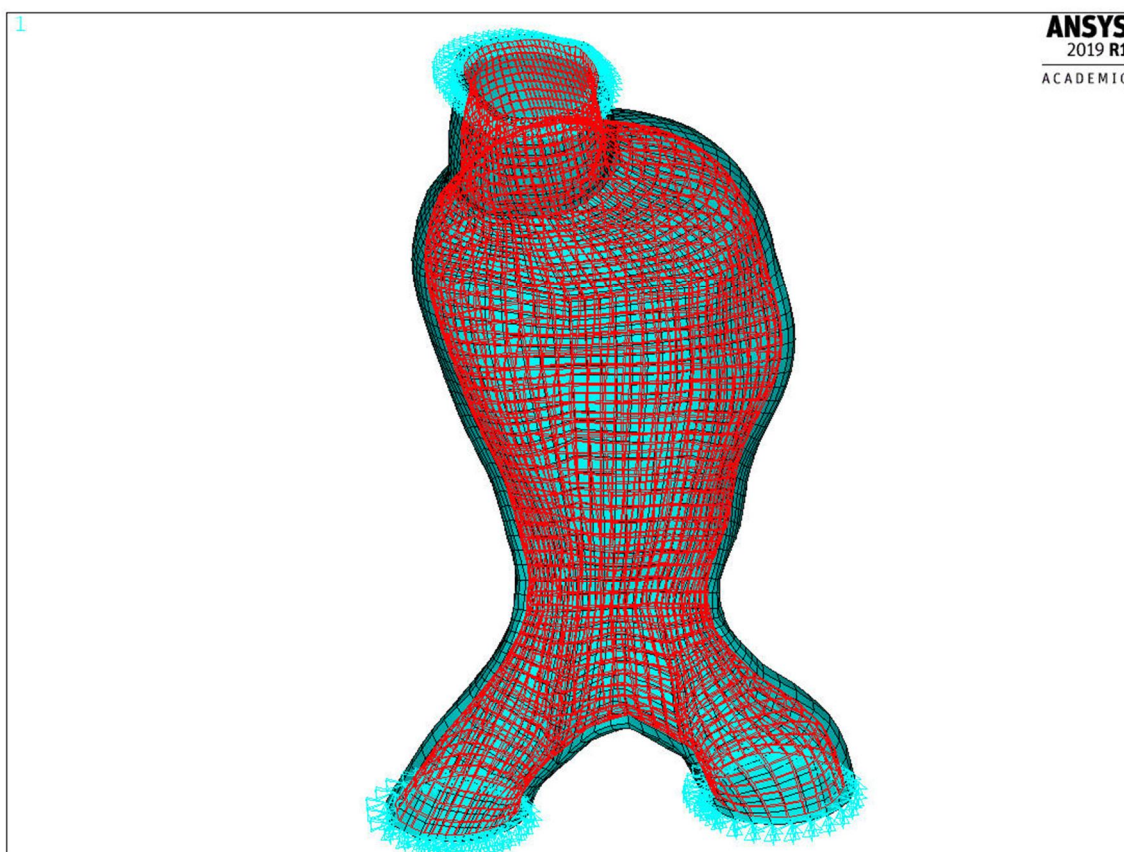
Obrázek 21 - Původní geometrie aneurysmatu



Obrázek 22 - Původní geometrie aneurysmatu v řezu, pro viditelné rozdělní stěny a ILT s různými materiály

Následně byly vytvořeny okrajové podmínky a to fixace uzlů na koncových plochách nad výdutí a pod bifurkací. Všem těmto uzlům byly zakázány posuvy tak, aby se

simulovalo umístění geometrie v lidském těle, tedy z horní části jako pokračování břišní aorty a ze strany opačné jako pokračování iliacké bifurkace do steh. Následně byla vnitřní plocha stěny zatížena tlakem o velikosti 13kPa, aby simulovala tlak vytvářený tekoucí krví lumenem. Kontakt mezi vnitřní částí stěny a vnější plochou ILT byl vytvořen jako bonded (always) s penalizační metodou pro lepší konvergenci výpočtu. Bonded kontakt simuluje návaznost mezi tkání stěny výdutě a ILT. Úloha je následně řešená jako statická s velkými deformacemi.



Obrázek 23 - Zvýrazněné okrajové podmínky pacientovy geometrie AAA

9.1 Inverzní modelování

Výpočet byl cílený na zjištění nedeformované geometrie z geometrie deformované, která bude mít tvar velmi podobný deformovanému po zatížení tlakem 13 kPa. Dosažení takové geometrie bylo pomoci vytvořeného algoritmu, který zatížil geometrii a tuto výslednou zdeformovanou geometrii porovnal s původní. Pokud maximální odchylka mezi uzly nové a původní geometrie byla větší než 0,5 mm, pak tento algoritmus proběhl znova. Limit 0,5 mm byl stanoven podle přesnosti snímání CT zařízení, které vytvořilo snímky pacientů, ze kterých se rekonstruovaly aneurysmata v této práci.

Prvním krokem algoritmu bylo zatížit původní geometrii a zjistit, k jaké odchylce došlo a tuto odchylku odečíst pro získání nové geometrie.

```

                                !*****NOVÁ GEOMETRIE 2. + cyklizace výpočtů
*do,j,2,11,1

*VGET,nova_geo(1,1,j),NODE,,NLIST,,,0
*VOPER,nova_geo(1,2,j),loc_node_nondef_NG(1,2,j-1),SUB,odchylky(1,2,j-1)
*VOPER,nova_geo(1,3,j),loc_node_nondef_NG(1,3,j-1),SUB,odchylky(1,3,j-1)
*VOPER,nova_geo(1,4,j),loc_node_nondef_NG(1,4,j-1),SUB,odchylky(1,4,j-1)

/PREP7
*do,i,1,n_nodes,1
  NMODIF,i,nova_geo(i,2,j),nova_geo(i,3,j),nova_geo(i,4,j)
*enddo
FINISH

ALLSEL,ALL

```

Obrázek 24 - Část algoritmu popisující vytvoření nové geometrie

Na novou geometrii nebylo nutné psát znova okrajové podmínky, jelikož ty už byly připsány na konkrétní uzly při jejich tvorbě. Stačilo tedy znova přepočítat pro získání posuvů. Pro získání odchylky mezi novou a původní geometrií se k nové přičetly vzniklé posuvy a získal se rozdíl mezi nově zdeformovanou a původní geometrií.

```

!***nedeformované uzly nové geometrie
*VGET,loc_node_nondef_NG(1,1,j),NODE,,NLIST,,,0
*VGET,loc_node_nondef_NG(1,2,j),NODE,,LOC,X,,,0
*VGET,loc_node_nondef_NG(1,3,j),NODE,,LOC,Y,,,0
*VGET,loc_node_nondef_NG(1,4,j),NODE,,LOC,Z,,,0

!***posuvy nové geometrie
*VGET,loc_node_def_NG(1,1,j),NODE,,NLIST,,,0
*VGET,loc_node_def_NG(1,2,j),NODE,,U,X,,,0
*VGET,loc_node_def_NG(1,3,j),NODE,,U,Y,,,0
*VGET,loc_node_def_NG(1,4,j),NODE,,U,Z,,,0

!***odchylky mezi nově vytvořenou zdeformovanou geo. a původní geo.
*VGET,odchylky(1,1,j),NODE,,NLIST,,,0
*VOPER,odchylky(1,2,j),loc_node_nondef_NG(1,2,j),ADD,loc_node_def_NG(1,2,j)
*VOPER,odchylky(1,2,j),odchylky(1,2,j),SUB,loc_node_nondef(1,2,1)
*VOPER,odchylky(1,3,j),loc_node_nondef_NG(1,3,j),ADD,loc_node_def_NG(1,3,j)
*VOPER,odchylky(1,3,j),odchylky(1,3,j),SUB,loc_node_nondef(1,3,1)
*VOPER,odchylky(1,4,j),loc_node_nondef_NG(1,4,j),ADD,loc_node_def_NG(1,4,j)
*VOPER,odchylky(1,4,j),odchylky(1,4,j),SUB,loc_node_nondef(1,4,1)

```

Obrázek 25 - Část algoritmu zapisující polohu nových uzlů, jejich posuvy a odchylky mezi nově deformovanými a původními uzly

Kvadratickým průměrem se získala odchylka pro každý uzel a největší hodnota odchylky se porovnávala s kritériem 0,5mm. Jestliže byla odchylka větší než kritérium, algoritmus proběhl znova. Jelikož je výpočet velmi nelineární, mohla pro velmi poddajný materiál nastat situace, kdy místo poklesu odchylky mohla odchylka růst. Pro tento případ byl napsán příkaz přerušování cyklů, aby se mohla vzít konfigurace nejbližší kritériu.

```

!****kritérium
*VGET,prum_odchylka_node(1,1,j+1),NODE,,NLIST,,,0
*do,i,1,n_nodes,1
prum_odchylka_node(i,2,j+1)=sqrt((odchylky(i,2,j))**2+(odchylky(i,3,j))**2+(odchylky(i,4,j))**2)
*enddo

*VSCFUN,max_odchylka(j+1,1),MAX,prum_odchylka_node(1,2,j+1)

SAVE,,,ALL
*IF,max_odchylka(j+1,1),LT,0.5,EXIT
*IF,max_odchylka(j+1,1),GT,max_odchylka(j,1),EXIT
*enddo

```

Obrázek 26 – Kritérium

Se znalostí kódu pro zjištění nezatížené geometrie si můžeme ukázat, jak dobře se nám dařilo dosáhnout nastaveného limitu 0,5mm. To si ukážeme v tabulce 1.

Tabulka 1 - Tabulka hodnot nejnižších odchylek dosažených u jednotlivých geometrií a konstitutivních modelů

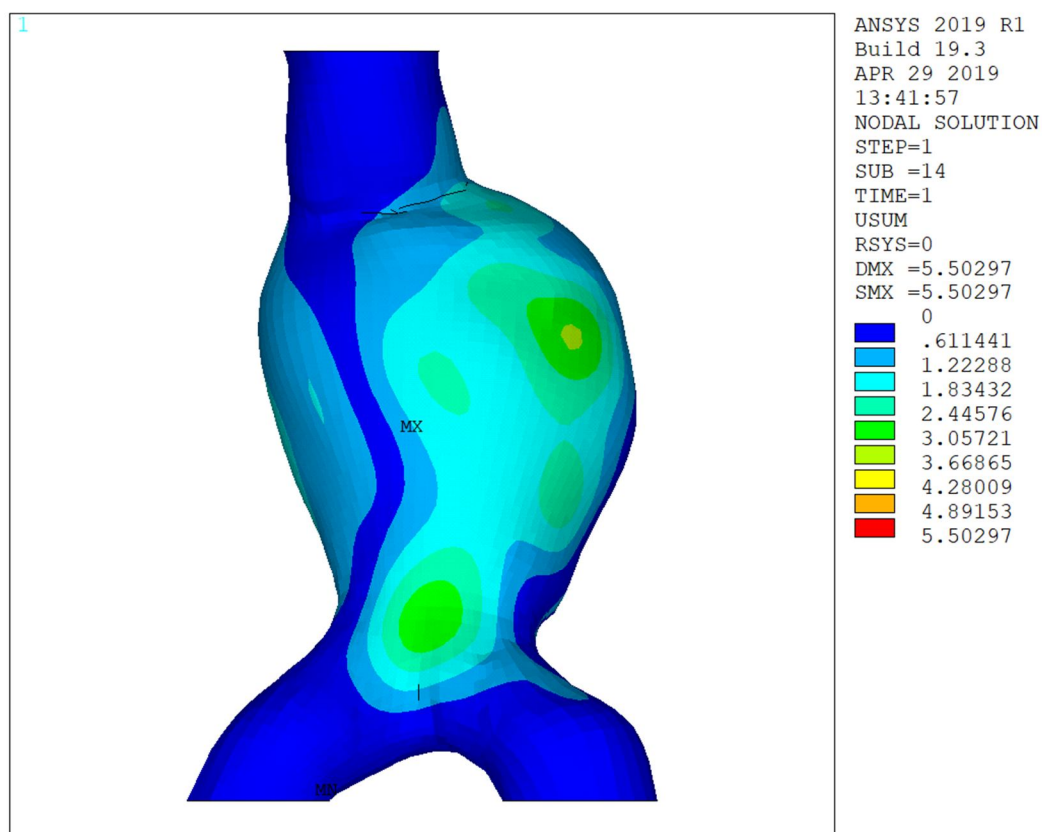
Hodnoty odchylek [mm]				
Číslo AAA	Amin	Amax	Bmin	Bmax
aaa1	0,43	0,07	0,32	0,18
aaa4	1,87 z 14	0,16	0,95 z 9	0,35
P2	2,16 z 11,8	0,31	2,24 z 8,3	0,4
P3	1,65 z 11,6	0,47	0,74 z 8,4	0,33
P6	0,94 z 10,2	0,14	0,49	0,29
P7	1,57 z 8,9	0,23	1,17 z 6,3	0,46
P9	0,89 z 9,4	0,13	0,49	0,32
P16	0,84 z 13,2	0,02	0,38	0,09
P25	0,4	0,08	0,33	0,21

Tabulka 1 poukazuje na to, jak se podařilo dosáhnout kritéria, které bylo stanoveno pro zjištění nezatížené geometrie. Nejlépe se dařilo dosáhnout tohoto kritéria tuhým materiálům, avšak u poddajných toho nebylo dosaženo vždy. V tabulce jsou hodnoty jako „1,87 z 14“, která je konkrétně vidět u geometrie aaa4 s konstitutivním modelem Amin. To znamená, nejnižší odchylky bylo dosaženo 1,87 mm z původních 14 mm. Tedy nepřesnost byla snížena až 7x. Důvodem ukončení v těchto hodnotách byla nekonvergence výpočtu v dalším cyklu, či růstu odchylky. Dosažení limitu bylo u mnoha geometrií s poddajným materiálem nemožné i po několika úpravách časového kroku výpočtu. Toho problému nejsem schopný se v danou chvíli vyvarovat, jelikož by bylo potřebné přesíťování geometrie v okamžiku, kdy dojde k problematice popsané pár řádků výše.

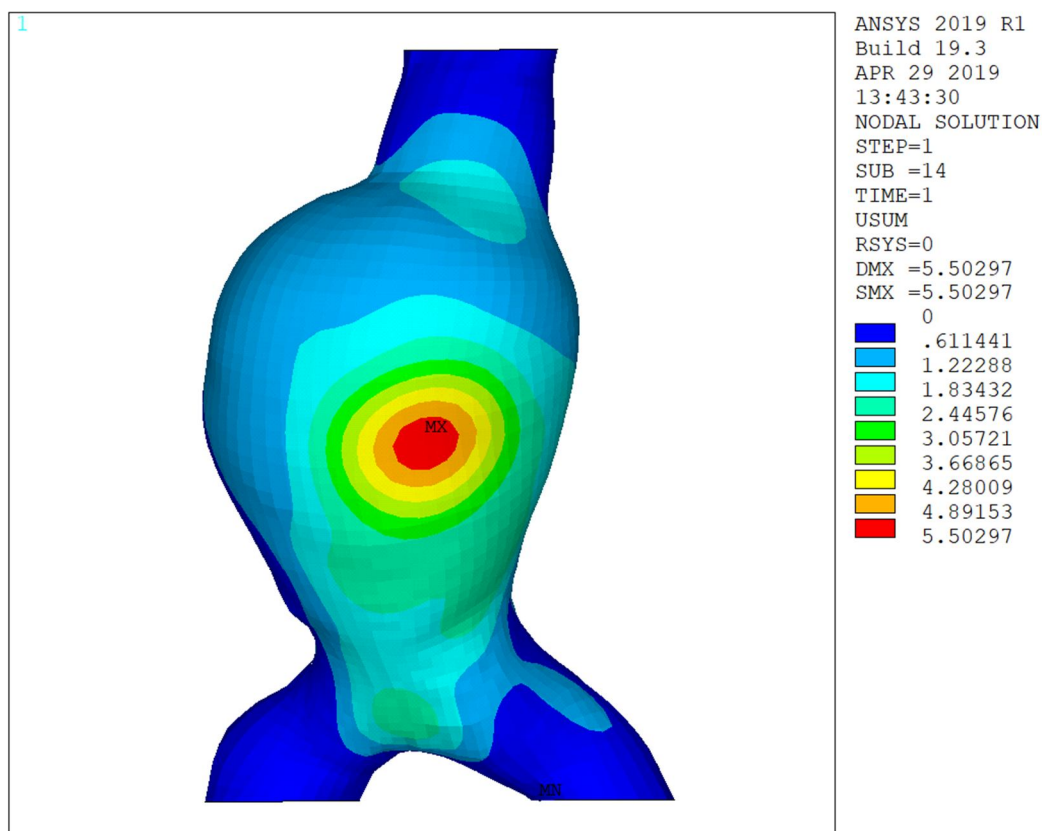
Inverzní modelování například provedla a sepsala skupina profesora Raghavana v roce 2006, díky čemuž už nebyla napěťová analýza limitována na in vivo snímky z CT, ale pomocí inverzního elastostatického přístupu získali nezátíženou geometrii z elastického deformovaného tělesa. [39]

9.2 Vyhodnocení napětí

Po zjištění nedeformované geometrie výdutě bylo spočteno 1. hlavní napětí a vzniklé posuvy. Vzniklé posuvy dosahují u této konkrétní geometrie a materiálového modelu maximálně 5,5 mm, viz obrázky 27 a 28. Vzniklé 1. hlavní napětí dosahuje maxim ve více místech a to převážně v oblastech změn křivosti s hodnotami až 425 kPa. Toto napětí je ovlivněné přítomným zbytkovým napětím, které vzniká ve všech tepnách. Zbytkové napětí vede k vysokému gradientu napětí skrze stěnu, což nastává v místech porušující hypotézu homogenního napětí, tedy oblasti vysoké křivosti a tenkých geometrií. Typickou takovou oblastí je místo vzniku bifurkace, což je vidět na obrázku 34A.



Obrázek 27 - Zatížená nedeformovaná geometrie se zbytkovým napětím se znázorněnými posuvy v [mm]



Obrázek 28 - Zatížená nedeformovaná geometrie se zbytkovým napětím se znázorněným maximálním posuvem v [mm]

Jelikož v materiálu tkáně při nafouknutí AAA vznikají zbytková napětí, bylo nutné zjistit na sebe navazující uzly ve stěně aneurysmatu a následně vyhodnotit a zprůměrovat velikost 1. hlavního napětí v těchto uzlech pro odstranění těchto zbytkových napětí. Použitý algoritmus popisující tento postup bude ukázán v následující podkapitole.

9.2.1 Zahrnutí zbytkového napětí

V této podkapitole bude ukázán algoritmus použitý pro odstranění zbytkové napětí ze stěny aneurysmatu. Prvním krokem, který jsem udělal, bylo vytvoření si jednotlivých vrstev uzlů ve stěně, kterých bylo 5. Vnitřní vrstva stěny, první, druhá, třetí a vnější stěna.

```
CMSEL,S,AAA_INNER_SURF,NODE
*GET,nodes_wall,NODE,0,COUNT
*GET,n_node_inner,NODE,0,NXTH

CMSEL,S,AAA_OUTER_SURF,NODE

CMSEL,S,AAA_INNER_SURF,NODE
ESLN,R,0,CORNER
NSLE,A
CMSEL,U,AAA_INNER_SURF,NODE
CM,první_vrstva,NODE
CMSEL,S,první_vrstva,NODE

CMSEL,S,první_vrstva,NODE
ESLN,A,0,ALL
NSLE,A
CMSEL,U,AAA_INNER_SURF,NODE
CMSEL,U,první_vrstva,NODE
CM,druhá_vrstva,NODE
CMSEL,S,druhá_vrstva,NODE

CMSEL,S,druhá_vrstva,NODE
ESLN,A,0,ALL
NSLE,A
CMSEL,U,AAA_INNER_SURF,NODE
CMSEL,U,první_vrstva,NODE
CMSEL,U,druhá_vrstva,NODE
CM,třetí_vrstva,NODE
CMSEL,S,třetí_vrstva,NODE
```

Obrázek 29 - Část algoritmu pro vytvoření vrstev uzlů ve stěně AAA

Následně bylo potřeba získat uzly ve stěně, které byly za sebou v linii, aby bylo možné v nich zprůměrovat napětí. Těchto pětic bylo docíleno hledáním nejbližšího uzlu, jelikož podle vytvořené sítě byly nejbližší uzly ty po tloušťce stěny. Na obrázku 30 je ukázána část kódu pouze pro zjištění uzlu ve stěně a k němu nejbližší, tedy v „první“ vrstvě. Získávání dalších uzlu probíhalo analogicky.

```

/PREP7
*DIM,loc_node_wall,ARRAY,nodes_wall,4,5
!*DIM,prumer,array,nodes_wall,4,1
FINISH

*VGET,loc_node_wall(1,1,1),NODE,,NLIST,,,0
*do,i,1,nodes_wall,1
*GET,loc_node_wall(i,2,1),NODE,n_node_inner,LOC,X,, !uložení souřadnic uzlů vnitřní stěny AAA
*GET,loc_node_wall(i,3,1),NODE,n_node_inner,LOC,Y,,
*GET,loc_node_wall(i,4,1),NODE,n_node_inner,LOC,Z,,
*GET,n_node_inner,NODE,n_node_inner,NXTH
*enddo

*do,j,1,5,1
  *do,i,1,nodes_wall,1

CMSEL,S,AAA_INNER_SURF,NODE
CMSEL,A,prvni_vrstva,NODE

/PREP7
n1=NODE(loc_node_wall(i,2,1),loc_node_wall(i,3,1),loc_node_wall(i,4,1))
NSEL,U,NODE,,n1
n1=NODE(loc_node_wall(i,2,1),loc_node_wall(i,3,1),loc_node_wall(i,4,1))
NSEL,S,NODE,,n1
  *GET,loc_node_wall(i,1,2),NODE,,NUM,MAX
  *GET,loc_node_wall(i,2,2),NODE,loc_node_wall(i,1,2),LOC,X
  *GET,loc_node_wall(i,3,2),NODE,loc_node_wall(i,1,2),LOC,Y
  *GET,loc_node_wall(i,4,2),NODE,loc_node_wall(i,1,2),LOC,Z

```

Obrázek 30 - Část algoritmu pro získání prvních dvou uzlů po tloušťce stěny

Po vytvoření pětice jsem si našel 1. hlavní napětí v nich vzniklá a vytvořil jejich průměrnou hodnotu.

```

!***** PRUMER NAPETI *****

/POST1
SET, LAST
FINISH

!SAVE,,,ALL

/PREP7
*DIM,napeti,ARRAY,nodes_wall,5,1
*DIM,prumer_sig,ARRAY,nodes_wall,1,5
FINISH

ALLSEL,ALL

*do,i,1,nodes_wall,1
*GET,napeti(i,1,1),NODE,loc_node_wall(i,1,1),S,1
*GET,napeti(i,2,1),NODE,loc_node_wall(i,1,2),S,1
*GET,napeti(i,3,1),NODE,loc_node_wall(i,1,3),S,1
*GET,napeti(i,4,1),NODE,loc_node_wall(i,1,4),S,1
*GET,napeti(i,5,1),NODE,loc_node_wall(i,1,5),S,1

prumer_sig(i,1,1)=(napeti(i,1,1)+napeti(i,2,1)+napeti(i,3,1)+napeti(i,4,1)+napeti(i,5,1))/5
*enddo
FINISH

!SAVE,,,ALL

```

Obrázek 31 - Část algoritmu pro získání napětí v uzlech a jejich zprůměrování

Posledním krokem bylo přiřazení tohoto průměrného napětí pětice všem uzlům pětice (obrázek 32). Bylo potřeba zvolit si pole napětí, které pro tuto práci nebylo významné a přepsat jej. K přepsání jsem si zvolil napětí v ose x, proto je na grafických zobrazeních 1. hlavního napětí (S1) bez zbytkového napětí vypsane zobrazování v ose x (SX).


```

ALLSEL,ALL

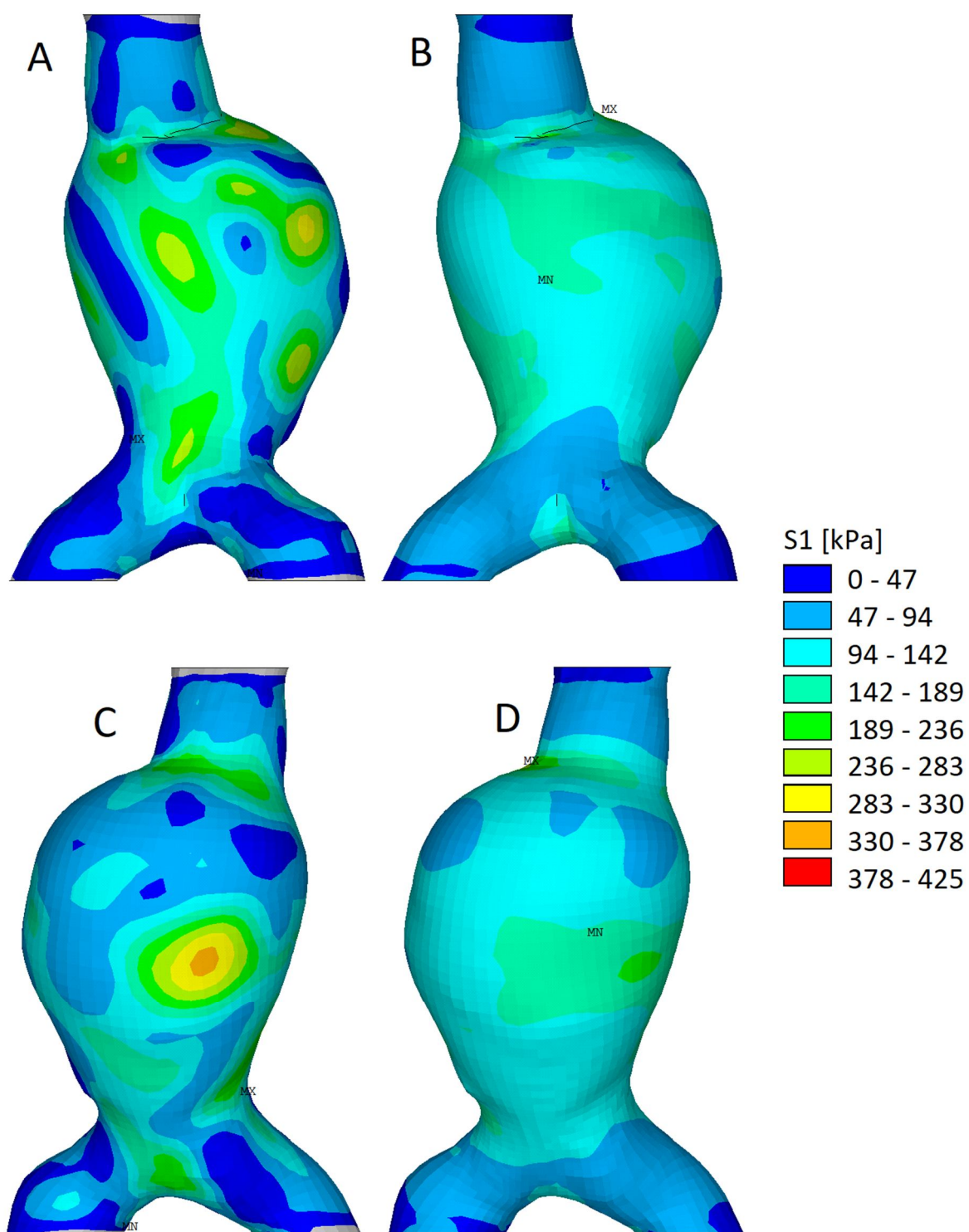
/POST1
*do,i,1,nodes_wall,1
DNSOL,loc_node_wall(i,1,1),S,X,prumer_sig(i,1,1)
DNSOL,loc_node_wall(i,1,2),S,X,prumer_sig(i,1,1)
DNSOL,loc_node_wall(i,1,3),S,X,prumer_sig(i,1,1)
DNSOL,loc_node_wall(i,1,4),S,X,prumer_sig(i,1,1)
DNSOL,loc_node_wall(i,1,5),S,X,prumer_sig(i,1,1)
*enddo

```

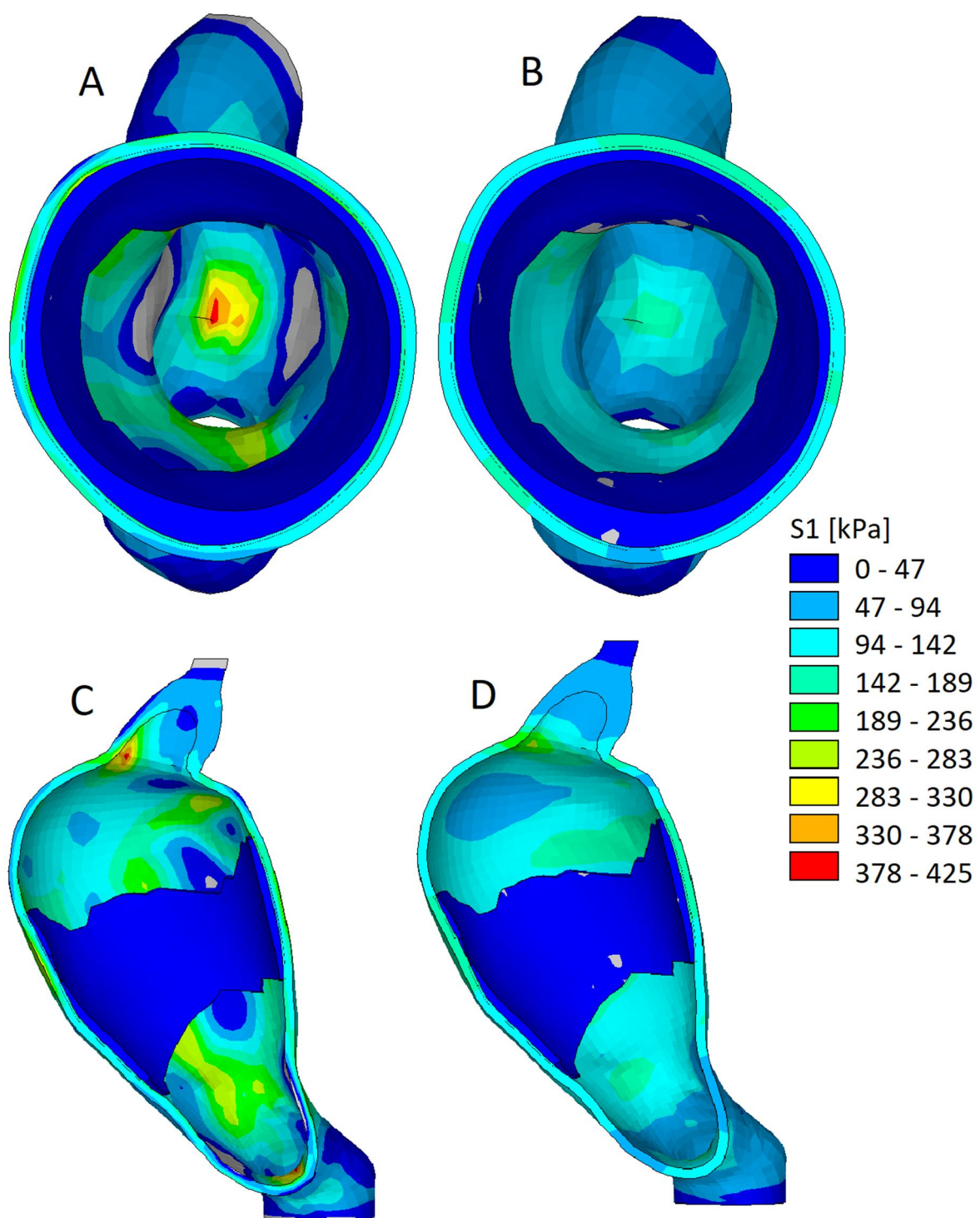
Obrázek 32 - Přepis napětí

Vlivem redukce zbytkových napětí v materiálu stěny vymizí špička napětí vzniklá v bifurkaci. Vzniklou změnou napětí pokleslo maximum v 1. hlavním napětí na 244 kPa. Snížení či až vymizení špiček napětí redukcí zbytkových napětí popisuje článek [40], kde byla použita tato metoda.

Pro porovnání změn napětí na stejné geometrii při neuvažování a uvažování zbytkových napětí byly vytvořeny rozčleněné obrázky 33 a 34 s vykresleným 1. hlavním napětím. Některé oblasti jsou šedé, což znamená, že v těchto místech je nulové napětí buď vlivem okrajové podmínky, nebo ještě jejím efektem.



Obrázek 33 - Porovnání napětí stejné geometrie bez uvažování zbytkového napětí (33A, 33C) a s uvažováním zbytkového napětí (33B, 33D)



Obrázek 34 - Porovnání napětí stejné geometrie bez uvažování zbytkového napětí (34A, 34C) a s uvažováním zbytkového napětí (34B, 34D)

10 Statistické vyhodnocení vlivu konst. modelů

V této kapitole vyhodnotíme vliv konstitutivních modelů podle maximálního vzniklého napětí v každé geometrii pro nejpoddajnější a nejtužší materiál. Prvek A označuje použití nenormalizované fitovací funkce a B popisuje použití normalizované fitovací funkce. Identifikátory min a max pak označují, zda byl použit nejpoddajnější či nejtužší materiál. Levý sloupec tabulky 2 jsou mé názvy geometrií, pro které probíhá vyhodnocení.

Tabulka 2 – Porovnání maximálních hodnot napětí v geometriích bez zbytkového napětí

1. hl. napětí [kPa]				
	Amin	Amax	Bmin	Bmax
aaa1	163	221	155	195
aaa4	173	207	238	207
P2	145	214	154	188
P3	155	261	176	213
P6	131	192	139	170
P7	164	186	130	170
P9	168	184	172	181
P16	212	182	225	184
P25	157	197	163	191

Pro zjištění vlivu bude použit znaménkový test, který se používá pro párové pokusy. Jde pouze o rozhodnutí, která hodnota z dvojice je vyšší a podle toho bude dvojice vyhodnocena jako „plus“ pokud je první hodnota vyšší, „mínus“ pokud je první hodnota nižší nebo 0 pokud jsou hodnoty totožné. Bude použita alternativní hypotéza znaménkového testu s použitím one-tailed hypotézy, jelikož nás pouze zajímá, zda jsou hodnoty levého parametru vyšší než pravého parametru, tedy zda je například napětí při Amax vyšší než při Amin. Dvojice Amax – Amin a Bmax – Bmin nám budou ze statistického hlediska udávat vliv materiálu na vznik maximální napětí ve stěně AAA, a páry Bmax - Amin a Amax – Bmin budou udávat vliv fitovací procedury a vliv materiálu. Do samotného výpočtu pak vstupují pouze počty „mínusů“ a „plusů“. Pro samotné vyhodnocení jsem použil internetovou aplikaci <https://www.socscistatistics.com/tests/signtest/default.aspx> a statistické vyhodnocení je následně vidět v tabulce 3.

Tabulka 3 - Hodnoty dvojic určující statistickou významnost pro $p < 0,05$

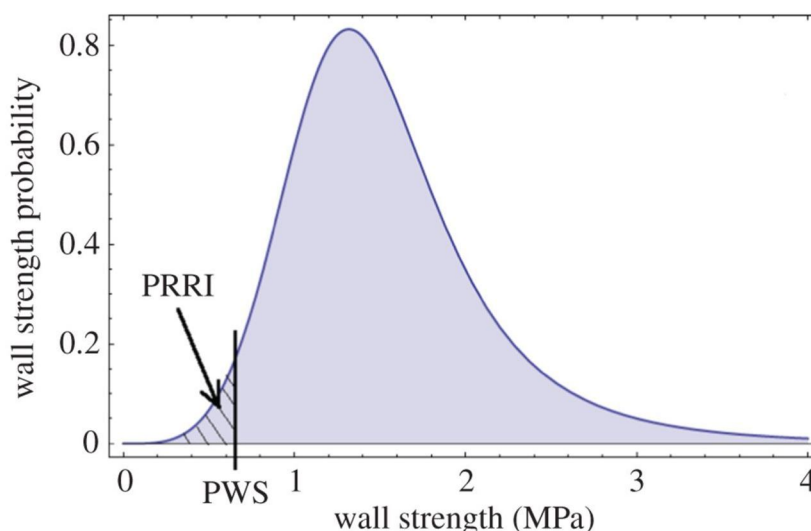
P value				
Amax-Amin	Bmax-Bmin	Amax-Bmin	Bmax-Amin	
0,01	0,048	0,048	0,01	<0,05

Všechny zvolené dvojice splnily hladinu významnosti a můžeme je tedy prohlásit jako statisticky významné pro $p < 0,05$. V tabulce 4 a následujícím textem si vyrozumíme, zda kromě statistické významnosti mají hodnoty také věcnou významnost.

Tabulka 4 – Mediány použitých konstitutivních modelů a jejich rozdíly

Mediány [kPa]			
Amin	Amax	Bmin	Bmax
163	197	163	188
Amax-Amin	Bmax-Bmin	Amax-Bmin	Bmax-Amin
180	175,5	180	175,5
Rozdíly mediánů			
Amax-Amin	Bmax-Bmin	Amax-Bmin	Bmax-Amin
34kPa	25kPa	34kPa	25kPa
19%	14%	19%	14%

Poslední řádek tabulky 4 nám ukazuje, že mezi levým a pravým parametrem došlo k určitému procentuálnímu nárůstu napětí ve stěně AAA. Jestli jsou procentuální hodnoty velké nebo malé nejde lehce rozhodnout. Záleží totiž, pro jaký model budou tyto výsledky použity. Například pro rizikový model podle [41] by procentuální přírůstek napětí X% znamenal také procentuální přírůstek X% rizika ruptury aneurysmatu bez ohledu na konkrétní hodnotu napětí. Pokud bychom použili rizikový model podle [42], pak nezáleží pouze na procentuálním přírůstku napětí, ale taky na hodnotě napětí, což lze vidět na obrázku 35.



Obrázek 35 – Graf popisuje procento rizika ruptury PRRI v závislosti na vzniklé špičce napětí v aneurysmatu v kombinaci s pevností stěny aneurysmatu

Ten popisuje, že při nízkých napětích, například do 200 kPa, se bude řádově měnit procentuální riziko ruptury, ale stále se bude pohybovat ve velmi malých hodnotách, přibližně do 0,1%. Při hodnotách mezi 200-400(500) kPa, což můžeme nazvat přechodovou oblastí, už dochází k několika násobnějšimu nárůstu rizika ruptury. Pokud by došlo ke změně z 200 na 400 kPa, došlo by k nárůstu rizika přibližně z 0,1% na 5%. Do 1,2 MPa dochází k rapidnímu růstu rizika ruptury s každými přibližně 50 kPa, avšak to je už dávno v hodnotách rizika, kdy by měla být osoba operovaná. Materiálový model zde hraje velmi malou roli v bezpečné či velmi rizikové oblasti, ale hraje velkou roli v oblasti přechodové, kdy přesnost výpočtu může rozhodnout o operování či neoperování aneurysmatu. Pokud bychom použili výsledná vzniklá napětí z této práce z tabulky 2 pro model Polzer and Gasser [42], tak bychom zjistili, že tyto napětí k ruptuře nepovedou, jelikož jsou AAA obvykle zatěžovány vyšším, než středním tlakem (viz kapitola 2.1).

11 Diskuze

Tato diplomová práce byla velmi výpočetně náročná, jelikož se jednalo o silně nelineární výpočty zahrnující komplikované geometrie, nelineární materiál a vznikající velké deformace. Z tohoto důvodu byly výpočty omezeny z 36 konstitutivních modelů na 4 nejpodstatnější. Pod výpočetní náročnost bych zde zahrnul také nedosažení některých z inverzních modelování pro stanovený limit. Pro dosažení daného limitu u mnoha poddajných materiálů, použitých v této práci, by bylo potřeba přemeshování geometrie při nekonvergenci, což lze provádět, ale pouze u tetraedrů a ne hexaedrů nacházejících se ve stěně AAA. Pokud by ale stěna byla tvořena tetraedry, tak by výpočetní čas mnohonásobně vzrostl, nemluvě tedy o přemeshování během výpočtu. Toto však platí pouze v případě, používá-li se volná síť. V některých případech nebylo možné spočítat vlivem nekonvergence některé geometrie s velmi poddajnými materiály tkáně, a proto byly celé tyto geometrie vyloučeny z práce. Nezapočítané geometrie byly 3, a to i v případě, že geometrie nebyla dopočtena pouze v jednom ze čtyř případů. V takových případech byly vyloučeny, aby nebylo ovlivněno statistické vyhodnocení.

Pro statistickou významnost by nadále bylo vhodnější propočítat geometrie více pacientů i přes prokázání silné statistické významnosti u 9 pacientů. Důvodem by bylo prokázání tohoto trendu u více pacientů. Dalším důvodem by mohlo být prokázání, že tyto vlivy nepopisují pouze určitou skupinku pacientů. Avšak takto časově náročná procedura je mimo rozsah diplomové práce.

11.1 Osobní limitace práce

Původní myšlenkou při rekonstrukci aneurysmat bylo vytvoření devíti 3D modelů z CT snímků pacientů. Rekonstrukce měla být původně vytvořena pomocí softwaru Blender, avšak ten neobsahuje modul pro takovouto práci. Tento modul je však dosud ve vývoji pro projekt LTUSA Ing. Petrem Strakošem Ph.D. z IT4Innovations. Při testování stále vyvíjeného modulu trvala jedna rekonstrukce i týden a to také z důvodu nedostatečně výkonného hardwaru, který jsem měl k dispozici. Po samotné rekonstrukci však byly nadále potřeba úpravy sítě v ANSYS ICEM, u čehož jsme po dohodě s vedoucím diplomové práce usoudili, že podle časového omezení bude vhodnější práci provést na modelech jim dodaných, jelikož vyhodnocování na jednom či dvou aneurysmatech by nemělo statistický význam.

12 Závěr

Tato diplomová práce měla za úkol stanovit vliv konstitutivním modelů na mechanickou odezvu aneurysmatu. V práci bylo vytvořeno 36 konstitutivních modelů Yeoh 2. řádu vycházejících z různých vzorků tkání lidské aorty. Z těchto všech modelů byly vybrány 4 a to nejtužší a nejpoddajnější, normované a nenormované funkce, které se následně aplikovaly na 9 rekonstruovaných 3D modelů aneurysmat vytvořených z CT snímků. Parametry konstitutivních modelů vycházely z jednoosých tahových zkoušek.

Následně byly metodou konečných prvků provedeny výpočty napětí ve stěnách aneurysmat. Geometrie byly vymeshovány solid prvky a to SOLID185 pro stěnu AAA a SOLID285 pro ILT. Vnitřní plocha stěny byla zatížena středním arteriálním tlakem 13 kPa. Vytvořeným algoritmem v této práci byly inverzní metodou získány nezatížené geometrie konkrétních pacientů, na kterých se následně vyhodnocovaly vlivy materiálových modelů podle maximálního vzniklého napětí s uvažováním zbytkových napětí v geometrii.

Výsledkem je statistické vyhodnocení vlivů konstitutivních modelů, ze kterých vzešlo, že při použití tužších materiálů dochází ke vzniku vyšších napětí než při použití poddajnějších materiálů. Vyhodnoceny byly také vlivy dvojice nejtužšího nenormalizovaného s nejpoddajnějším normalizovaným a dvojice nejtužšího normalizovaného s nejpoddajnějším nenormalizovaným. U obou těchto případů bylo výsledkem, že ať jsou data normalizované nebo ne, vyšší napětí bude vznikat při použití tužších materiálů. Závěrem tedy je, že při porovnání nejtužšího a nejpoddajnějšího materiálu dojde s 95% pravděpodobností ke vzniku vyššího napětí o zhruba 19% u geometrií s tužším materiálem oproti geometrií se zavedeným poddajnějším materiálem. Vliv na vypočtené riziko ruptury je u modelu Gasser et al. [41] lineární tedy cca 19%, a u modelu Polzer and Gasser [42] závisí na aktuální hodnotě napětí. Největší vliv bude mít aktuální napětí v přechodové oblasti modelu Polzer and Gasser, kde napětí rozhoduje o tom, zda pacient má nebo nemá být operován.

13 Literatura

- [1] POLZER, Stanislav. *Deformačně napěťová analýza aortálních aneurysmat*. Brno, 2012. Vysoké učení technické v Brně.
- [2] SAKALIHASAN, N, R LIMET a OD DEFAWE. Abdominal aortic aneurysm. *The Lancet*. 2005, **365**(9470), 1577-1589. ISSN 0140-6736.
- [3] KENT, KC, RM ZWOLAK a NN EGOROVA. Analysis of risk factors for abdominal aortic aneurysm in a cohort of more than 3 million individuals. *Journal of Vascular Surgery*. 2010, **52**(3), 539-548. ISSN 0741-5214.
- [4] Darling RC, Messina CR, Brewster DC, Ottinger LW. 1977. Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms. The case for early resection. *Circulation*, **56**, 161-4.
- [5] Biasetti, J., Gasser, T. C., Auer, M., Hedin, U., & Labruto, F. (2010). Hemodynamics of the normal aorta compared to fusiform and saccular abdominal aortic aneurysms with emphasis on a potential thrombus formation mechanism. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(2), 380-90.
- [6] Gasser T. Christian, Ogden Ray W, Holzapfel Gerhard A. (2005). Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. 3. *Journal of Royal Society Interface*
- [7] GASSER, T. Christian, Göray GÖRGÜLÜ, Maggie FOLKESSON a Jesper SWEDENBORG. Failure properties of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm under static and pulsating mechanical loads. *Journal of Vascular Surgery*. 2008, **48**(1), 179-188. DOI: 10.1016/j.jvs.2008.01.036. ISSN 07415214.
- [8] HOLZAPFEL, GERHARD A. Biomechanics of Soft Tissue. *Handbook of Materials Behavior Models*. Elsevier, 2001, 2001, , 1057-1071.
- [9] GUNDIAH, Namrata, Mark B RATCLIFFE a Lisa A PRUITT. Determination of strain energy function for arterial elastin: Experiments using histology and mechanical tests. *Journal of Biomechanics*. Elsevier, 2007, 2001, **40**(3), 586-594.
- [10] LI, Zhi-Yong, Jean U-KING-IM, Tjun Y. TANG, Edmund SOH, Teik Choon SEE a Jonathan H. GILLARD. Impact of calcification and intraluminal thrombus on the computed wall stresses of abdominal aortic aneurysm: Experiments using histology and mechanical tests. *Journal of Vascular Surgery*. Elsevier, 2008, 2001, **47**(5).

- [11] O'LEARY, Siobhan A., John J. MULVIHILL, Hilary E. BARRETT, Eamon G. KAVANAGH, Michael T. WALSH, Tim M. MCGLOUGHLIN a Barry J. DOYLE. Determining the influence of calcification on the failure properties of abdominal aortic aneurysm (AAA) tissue: Experiments using histology and mechanical tests. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. Elsevier, 2015, 2001, **42**(5), 154-167.
- [12] SIENNICKA, Aldona, Marta ZUCHOWSKI, Mariusz KACZMARCZYK, Miłosław CNOTLIWY, Jeremy Simon CLARK a Maria JASTRZEBSKA. Tissue factor levels and the fibrinolytic system in thin and thick intraluminal thrombus and underlying walls of abdominal aortic aneurysms. *Journal of Vascular Surgery*. 2018, **68**(6), 30S-37S.
- [13] POLZER, Stanislav, T GASSER, Bernd MARKERT, Jiri BURSA, Pavel SKACEL a Maria JASTRZEBSKA. Impact of poroelasticity of intraluminal thrombus on wall stress of abdominal aortic aneurysms. *BioMedical Engineering OnLine*. 2012, **11**(1), 30S-37S.
- [14] KAZI, Monsur, Johan THYBERG, Piotr RELIGA, Joy ROY, Per ERIKSSON, Ulf HEDIN a Jesper SWEDENBORG. Influence of intraluminal thrombus on structural and cellular composition of abdominal aortic aneurysm wall. *Journal of Vascular Surgery*. 2003, **38**(6), 1283-1292.
- [15] SCHURINK, G.W.H., J.M. VAN BAALEN, M.J.T. VISSER, J.H. VAN BOCKEL, Per ERIKSSON, Ulf HEDIN a Jesper SWEDENBORG. Thrombus within an aortic aneurysm does not reduce pressure on the aneurysmal wall. *Journal of Vascular Surgery*. 2000, **31**(3), 501-506.
- [16] COLLET, J.-P., H. SHUMAN, R. E. LEDGER, S. LEE, J. W. WEISEL, Ulf HEDIN a Jesper SWEDENBORG. The elasticity of an individual fibrin fiber in a clot. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2005, **102**(26), 9133-9137.
- [17] Finite strain theory. *Wikipedia: The Free Encyclopedia* [online]. Wikimedia Foundation, 2001 [cit. 2019-05-07]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Finite_strain_theory
- [18] Hyperelastic material. *Wikipedia: The Free Encyclopedia* [online]. Wikimedia Foundation, 2001 [cit. 2019-05-07]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Hyperelastic_material

- [19] RAGHAVAN, Madhavan L., Mauro M. HANAOKA, Jarin A. KRATZBERG, Maria de Lourdes HIGUCHI a Erasmo Simao DA SILVA. Biomechanical failure properties and microstructural content of ruptured and unruptured abdominal aortic aneurysms. *Journal of Biomechanics*. 2011, **44**(13), 2501-2507.
- [20] GENTLEMAN, Eileen, Andrea N. LAY, Darryl A. DICKERSON, Eric A. NAUMAN, Glen A. LIVESAY a Kay C. DEE. Mechanical characterization of collagen fibers and scaffolds for tissue engineering. *Biomaterials*. 2003, **24**(21), 3805-3813.
- [21] *Anisotropic hyperelastic behavior* [online]. [cit. 2019-05-07]. Dostupné z: <https://abaqus-docs.mit.edu/2017/English/SIMACAEMATRefMap/simamat-c-anisohyperelastic.htm#simamat-c-anisohyperelastic-holzapfel>
- [22] MUCHA, Petr. *Deformačně-napěťová analýza výdutí tepen* [online]. Brno, 2008 [cit. 2019-05-07]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/25201>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Jiří Burša.
- [23] SCHERMERHORN, Marc L., Dominique B. BUCK, A. James O'MALLEY, Thomas CURRAN, John C. MCCALLUM, Jeremy DARLING a Bruce E. LANDON. Long-Term Outcomes of Abdominal Aortic Aneurysm in the Medicare Population. *New England Journal of Medicine*. 2015, **373**(4), 328-338.
- [24] GARDNER, S. An Accessory Left Renal Artery: A Case Report. *Austin Journal of Anatomy* [online]. 2015, **2015** [cit. 2019-05-07]. ISSN 2381-8921. Dostupné z: <https://www.austinpublishinggroup.com/anatomy/fulltext/Anatomy-v2-id1041.php>
- [25] Douglas B. Cines et al.. "Endothelial Cells in Physiology and in the Pathophysiology of Vascular Disorders." *Blood* 91, no. 10 (1998): 3527-3561.
- [26] SHADWICK, R. Mechanical design in arteries. *Journal of Experimental Biology*. 1999, **202**(23), 9. Dostupné také z: <http://www.nejm.org/doi/10.1056/NEJMoa1405778>
- [27] Anatomy Review: Blood Vessel Structure & Function. *Interactive physiology* [online]. London: Pearson Education, 1995 [cit. 2019-05-07]. Dostupné z:

[http://www.interactivephysiology.com/login/digestdemo/misc/assignmentfiles/
cardiovascular/Anatomy_Review_Blood_Vessel.pdf](http://www.interactivephysiology.com/login/digestdemo/misc/assignmentfiles/cardiovascular/Anatomy_Review_Blood_Vessel.pdf)

- [28] Mazurek R, Dave JM, Chandran RR, Misra A, Sheikh AQ, Greif DM. Vascular Cells in Blood Vessel Wall Development and Disease. *Adv Pharmacol.* 2016;78:323–350. doi:10.1016/bs.apha.2016.08.001
- [29] Ricard-Blum, S. (2011). "The Collagen Family". *Cold Spring Harbor Perspectives in Biology.* 3 (1)
- [30] Tsamis A, Krawiec JT, Vorp DA. Elastin and collagen fibre microstructure of the human aorta in ageing and disease: a review. *J R Soc Interface.* 2013;10(83):20121004.
- [31] DI LULLO, Gloria A., Shawn M. SWEENEY, Jarmo KÖRKKÖ, Leena ALA-KOKKO a James D. SAN ANTONIO. Mapping the Ligand-binding Sites and Disease-associated Mutations on the Most Abundant Protein in the Human, Type I Collagen. *Journal of Biological Chemistry.* 2002, 277(6), 4223-4231.
- [32] MILLER, Jordan D., Shawn M. SWEENEY, Jarmo KÖRKKÖ, Leena ALA-KOKKO a James D. SAN ANTONIO. Orbicular origins. *Nature Materials.* 2013, 12(6), 476-478.
- [33] Kielty CM, Sherratt MJ, Shuttleworth CA (Jul 2002). "Elastic fibres". *Journal of Cell Science.* 115 (Pt 14): 2817–28.
- [34] Fauci, Anthony (2008-03-06). "242". *Harrison's Principles of Internal Medicine* (17 ed.). McGraw-Hill Professional. ISBN 978-0-07-146633-2.
- [35] ALEXANDER, J.Jeffrey, Shawn M. SWEENEY, Jarmo KÖRKKÖ, Leena ALA-KOKKO a James D. SAN ANTONIO. The pathobiology of aortic aneurysms. *Journal of Surgical Research.* 2004, 117(1), 163-175.
- [36] FALK, Erling, Shawn M. SWEENEY, Jarmo KÖRKKÖ, Leena ALA-KOKKO a James D. SAN ANTONIO. Pathogenesis of Atherosclerosis. *Journal of the American College of Cardiology.* 2006, 47(8), C7-C12.
- [37] Fusek M, Halama R. MKP a MHP – interaktivní studijní material. 2012. Dostupné z:
http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/mkpamhp_obr.pdf
- [38] Atherosclerosis. NATIONAL HEART, LUNG, AND BLOOD INSTITUTE [online]. Bethesda [cit. 2019-05-07]. Dostupné z:
<https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/atherosclerosis>

- [39] LU, Jia, Xianlian ZHOU, Madhavan L. RAGHAVAN, Leena ALAKOKKO a James D. SAN ANTONIO. Inverse elastostatic stress analysis in pre-deformed biological structures: Demonstration using abdominal aortic aneurysms. *Journal of Biomechanics*. 2007, **40**(3), 693-696.
- [40] MAN, V., S. POLZER, T.C. GASSER, T. NOVOTNY a J. BURSA. Impact of isotropic constitutive descriptions on the predicted peak wall stress in abdominal aortic aneurysms. *Austin Journal of Anatomy* [online]. 2018, **53**, 49-57 [cit. 2019-05-07].
- [41] GASSER, T.C., M. AUER, F. LABRUTO, J. SWEDENBORG a J. ROY. Biomechanical Rupture Risk Assessment of Abdominal Aortic Aneurysms: Model Complexity versus Predictability of Finite Element Simulations. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* [online]. 2010, **40**(2), 176-185 [cit. 2019-05-15].
- [42] POLZER, Stanislav, T. Christian GASSER, F. LABRUTO, J. SWEDENBORG a J. ROY. Biomechanical rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms based on a novel probabilistic rupture risk index: Model Complexity versus Predictability of Finite Element Simulations. *Journal of The Royal Society Interface*[online]. 2015, **12**(113), 176-185 [cit. 2019-05-15].
- [43] RAGHAVAN, M.L. a David A. VORP. Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability. *Journal of Biomechanics* [online]. 2000, **33**(4), 475-482 [cit. 2019-05-17].